

UNIVERSIDAD NACIONAL MAYOR DE SAN MARCOS

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

E.A.P. DE FÍSICA

**Cálculo de dosis absorbida en plano medio aplicando el
método de dosimetría in vivo para el caso de irradiación
de cuerpo total**

TESIS

para optar el título profesional de Licenciado en Física

AUTOR

Fiorella Ubillús Mattos

ASESOR

Fernando Márquez Pachas

Lima-Perú

2011

Dedicatoria

Todo el esfuerzo y desempeño puesto en este trabajo es dedicado a mis padres Rosario y César y a mis hermanas Desiré y Jakeline.

Agradecimientos

Agradezco en primer lugar a los profesores de la Facultad de Ciencias Físicas de la Universidad Nacional Mayor de San Marcos que contribuyeron en mi formación académica y complementaron mi interés por el estudio de la física.

Expreso a la vez un profundo agradecimiento a mi asesor el Lic. Fernando Márquez Pachas, por su apoyo, disposición de tiempo y asesoría académica brindada para llevar a cabo la elaboración de esta tesis.

Un agradecimiento especial a mi compañero y amigo Carlos Herrera Castillo, ya que sin su colaboración no hubiera sido posible realizar la toma de datos experimentales, que conllevó una parte importante de esta tesis.

A la Dra. Sandra Guzmán Calcina por brindarme algunas sugerencias y atender mis consultas en cuanto a la redacción y evaluación de los resultados.

Al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN), por facilitarme el equipamiento necesario para el desarrollo de la parte experimental.

A Nuclear Control por el préstamo de sus dosímetros nanodot y lector MicroStar, así como la disposición de su sistema dosimétrico OSL.

Índice general

1. Introducción	8
1.1. Antecedentes	8
1.2. Objetivos	9
2. Fundamento teórico	11
2.1. Aspectos generales: Irradiación de Cuerpo Total	11
2.2. Aspectos Físicos: Haces de fotones externos	12
2.2.1. Descripción del haz de fotones	13
2.2.2. Descripción del espectro energético	14
2.2.3. Calidad de los haces de rayos X de megavoltaje	15
2.2.4. Parámetros para la medida de la calidad del haz	16
2.3. Penetración de haces de fotones en el fantoma o paciente	17
2.3.1. Proceso de interacción de un campo de fotones	18
2.3.2. Energía impartida, Energía transferida y Energía transferida neta	18
2.3.3. Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia	21
2.4. Distribución de dosis a lo largo del eje central del haz	25
2.4.1. Dosis en superficie D_e	25
2.4.2. Región de acumulación o <i>Build-up</i>	26
2.4.3. Dosis máxima en profundidad D_m	27
2.4.4. Dosis de salida D_s	28

2.5.	Aspectos médicos y técnicos para la aplicación de la técnica de ICT	28
2.5.1.	Categorías clínicas de la ICT	29
2.5.2.	Casos tratados con ICT	29
2.5.3.	ICT bilateral: Irradiación de Cuerpo Medio (ICM)	30
2.5.4.	Puntos de prescripción de dosis	31
2.6.	Planificación en haces de fotones: Región homogénea	31
2.6.1.	Parámetros de tratamiento	32
2.6.2.	Cálculo de dosis a lo largo del eje central del haz	32
2.6.3.	Cálculo del número de Unidades Monitor (UM)	34
2.6.4.	Protección efectiva de pulmón	35
2.6.5.	Cálculo de dosis a lo largo del eje central del haz bajo transmisión parcial del haz	37
3.	Parte Experimental	39
3.1.	Equipos y Materiales	39
3.1.1.	Instrumentos de Medición	39
3.1.2.	Objetos simuladores	42
3.1.3.	Fuente de radiación	44
3.2.	Estudio del algoritmo de cálculo de dosis en plano medio ($D_{d/2}$ y $D'_{d/2}$) . . .	45
3.2.1.	Evaluación de la calidad del haz	47
3.2.2.	Evaluación del espesor de plomo requerido como protección	48
3.2.3.	Evaluación de la calidad del haz bajo transmisión parcial	49
3.2.4.	Obtención de valores de dosis a lo largo del eje central (D_e , D'_e , D_s y D'_s)	50
3.2.5.	Método para obtener valores de dosis por medio de los detectores OSL	51
3.2.6.	Cálculo de $D_{1/2}$ experimental según el protocolo $N^\circ 398$	52
3.3.	Resultados Experimentales	56
3.3.1.	Valores de PDP	56
3.3.2.	Valores de dosis obtenidos sin protección	57

3.3.3. Porcentaje de atenuación parcial del haz de radiación	58
3.3.4. Valores de PDP'	58
3.3.5. Valores de dosis obtenidos con protección	59
4. Discusiones	60
5. Conclusiones	66
A. Parámetros de tratamiento utilizados durante una ICT	68
A.1. Distancia Fuente-Superficie (DFS)	68
A.2. Distancia Fuente-Isocentro (DFI)	68
A.3. Ley del Inverso Cuadrado con la Distancia (ICD)	69
A.4. Tamaño de Campo del haz de radiación (TC)	70
A.5. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDP)	71
A.6. Razón Tejido Máximo (RTM)	72
A.7. Unidades Monitor (UM)	75
A.7.1. Cálculo del número de Unidades Monitor (UM)	75
B. Uso de la cámara de ionización cilíndrica PTW Freiburg 31010	76
B.1. Aspectos generales	76
B.1.1. Forma general de la curva de dosis en profundidad	76
C. Uso de los detectores nanodot OSL ($Al_2O_3 : C$)	78
C.1. Aspectos Generales	78
C.2. Dosimetría OSL	79
C.2.1. Estimulación OSL y características de emisión del $Al_2O_3 : C$	79
C.2.2. La respuesta OSL del $Al_2O_3 : C$ expuesto a la radiación	80
C.3. Condiciones de Caracterización de detectores <i>nanodot</i> OSL con haces de fotones de 6 MV	80
C.3.1. Reproducibilidad	81

C.3.2. Linealidad	82
C.3.3. Dependencia con la tasa de dosis	83
C.3.4. Dependencia direccional	83
C.3.5. Desvanecimiento de la señal	83
C.3.6. Descarga con el número de lectura	84
C.3.7. Resultados	84

Resumen

La irradiación de cuerpo total (ICT) con haces de fotones es una técnica y principal componente utilizado en el tratamiento interdisciplinario de enfermedades cancerígenas, principalmente del tipo hematopoyéticas como es el caso de la Leucemia o Cáncer a la sangre; permitiendo la inmunosupresión a altas dosis, a fin de lograr las condiciones de esterilidad necesarias para realizar un trasplante de médula ósea. Para esto se debe prescribir la dosis en el plano medio del paciente (mitad del paciente bajo corte sagital) y se requiere tener una distribución aproximadamente exacta de la dosis (rango de desviación de -10% a $+5\%$ de la dosis prescrita) en todo el cuerpo; ello es complicado de obtener mediante sistemas de planificación de tratamiento, usados en técnicas de radioterapia estándar; debido a la geometría irregular del paciente, además de considerar los órganos en riesgo y una entrega de dosis mucho menor que el valor de dosis prescrita. Por tanto, en este trabajo se plantea desarrollar un método capaz de calcular valores de dosis, aplicando el método de dosimetría *in vivo*, que consiste básicamente en realizar lecturas de dosis, mientras el paciente está siendo irradiado, lo cual permite obtener valores de dosis de referencia, habiendo comprobado previamente los resultados y porcentajes de desviación con respecto a la dosis prescrita en volúmenes simuladores del cuerpo humano (fantomas).

Para el desarrollo de este trabajo se diseñó un fantoma homogéneo (región del tórax), el cual fue irradiado con haces de fotones de 6 MV, generados por el Acelerador Lineal Siemens Primus Mid (Mevatron), a manera de evaluar su respuesta y efectuar el cálculo de dosis absorbida en cualquier punto a lo largo del eje central del haz. El algoritmo empleado para el cálculo de dosis, se desarrolló en función de los valores de dosis de entrada y de salida de la superficie del fantoma, medidos por detectores basados en la luminiscencia ópticamente estimulada del ($Al_2O_3 : C$). Posteriormente estos resultados son comparados con las lecturas de dosis tomadas por la cámara de ionización PTW Freiburg Modelo TW31010-2167 ubicada en plano medio. De igual forma se procede para el caso en el que se evalúa el porcentaje de atenuación (22.72%) usando un espesor de plomo de 4 mm (protección de pulmón), comprobándose una desviación menor al $\pm 5\%$ entre la dosis medida por la cámara y la dosis calculada según el algoritmo propuesto, y una desviación menor al $\pm 10\%$ en las mismas condiciones pero detrás de la protección plomada. Por tanto el uso de estos detectores permite desarrollar un método dosimétrico alternativo, para el cálculo de dosis en los casos de irradiación de cuerpo total que a su vez contribuye a garantizar la calidad del tratamiento.

Capítulo 1

Introducción

1.1. Antecedentes

En los últimos años se ha incrementado la necesidad de implementar y mejorar los sistemas de tratamiento radioterapéutico, cuyo objetivo es lograr una mayor optimización. Tal es el caso de la Irradiación de Cuerpo Total (ICT) que viene siendo utilizada desde los años setenta, teniendo como objetivo principal, lograr la inmunosupresión en pacientes adultos y niños, antes de realizar un trasplante de médula ósea. Sin embargo, cualquiera de las técnicas de ICT empleadas presentan limitaciones con respecto a los datos de entrada disponibles, así como problemas inherentes a los algoritmos de cálculo que precisan determinación de las distribuciones de dosis; siendo difícil obtener buenos resultados utilizando sistemas de planificación de tratamiento [1, 2].

Algunos autores recomiendan el uso de la dosimetría *in vivo* para determinar valores de dosis absorbida en pacientes sometidos a tratamientos de ICT. Tal es el caso de Fiorino C. (1993) quien realizó medidas de dosis en la salida de un fantoma mediante dosimetría de película o portal de imagen. Posteriormente M. Rivas (1998) investigó acerca del método de dosimetría *in vivo* utilizando para ello algunos diodos, esto le permitió determinar la dosis en plano medio en casos de ICT. Para validar su método empleó cámaras de ionización y dosímetros termoluminiscentes, que fueron insertados en fantomas homogéneos y antropomórficos presentando así valores de dosis con una incertidumbre menor al $\pm 3\%$ [1]. Por otro lado S. Broggi (2001) contribuyó al desarrollo de este método, empleando diodos y detectores de película, ya en el (2002) lo aplicó en casos de cáncer de cabeza y cuello, mostrando buena concordancia entre el valor de dosis calculada usando sistemas de planificación de tratamiento en 2D y 3D y el valor de la dosis medida *in vivo* empleando diodos y portal de imagen [1].

En este trabajo se plantea validar la aplicación del método de dosimetría *in vivo* para el caso de ICT bilateral. El algoritmo empleado para el cálculo de dosis, se basa en los valores

de dosis de entrada y de salida de la superficie del fantoma, medidos por detectores OSL. Posteriormente estos resultados son comparados con las lecturas de dosis tomadas por la cámara de ionización ubicada en plano medio. De igual forma se procede para el caso en el que se evalúa el porcentaje de atenuación para protección de pulmón, teniendo que comprobar una desviación menor al $\pm 10\%$ entre la dosis medida por la cámara y la dosis calculada según el algoritmo propuesto, en ambos casos [3]. Todo este proceso se realiza irradiando dicho fantoma con haces de fotones de 6 MV, provenientes de un acelerador lineal perteneciente al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas (INEN). En los siguientes 4 capítulos se describen algunos aspectos físicos y prácticos que se tuvieron en cuenta para la realización de este trabajo experimental:

En el capítulo 2 se hace el estudio de algunos aspectos físicos importantes con respecto a la interacción de la radiación con la materia, cuyas cantidades físicas son aplicadas durante el proceso radioterapéutico, aquí también se intenta adaptar una técnica de radioterapia estándar a la técnica de ICT bilateral en cuanto a planificación de tratamiento para una región homogénea como es el tórax, tal que el paciente pueda recibir una dosis prescrita de 13.5 Gy, en varias sesiones; con una desviación del -10% a $+5\%$, según el protocolo AAPM Report N° 17, teniendo en cuenta además la existencia de un conjunto de órganos críticos que son evaluados para ser protegidos de forma adecuada [1, 3, 4, 5].

En el capítulo 3, en el cual se desarrolla la parte experimental; se hace mención en primer lugar de las especificaciones técnicas y principales características de los equipos y materiales empleados durante el procedimiento, así como la descripción de la técnica de dosimetría *in vivo*, basada en el algoritmo de cálculo propuesto, permitiéndonos relacionar las dosis de entrada y salida del fantoma, para posteriormente calcular la dosis en plano medio con y sin protección plomada, y luego validar la técnica en forma experimental con el uso conveniente de una cámara de ionización colocada en esta posición tal que nos permita analizar los resultados y los respectivos porcentajes de desviación cuando estos detectores son colocados a lo largo del eje central del haz [1, 6].

En el capítulo 4 se realiza la discusión correspondiente a los resultados obtenidos, así como el análisis de los porcentajes de desviación que se obtuvieron en ambos casos y algunas recomendaciones para mejorar esta técnica.

Por último en el capítulo 5 se hace mención de las conclusiones más resaltantes referentes a los resultados obtenidos luego de la realización del trabajo experimental.

1.2. Objetivos

Calcular la dosis absorbida en plano medio, empleando un algoritmo basado en las lecturas de dosis de entrada y salida de un fantoma, en condiciones de Irradiación de Cuerpo Total.

Objetivos específicos

1. Evaluar la calidad del haz de 6 MV en condiciones de ICT, usando valores de porcentaje de dosis en profundidad.
2. Evaluar la calidad del haz detrás de un bloque de transmisión parcial, usado como protección de órganos en riesgo.
3. Comparar el valor de dosis calculado en plano medio con el valor medido por la cámara de ionización ubicada en esa posición, a fin de obtener desviaciones que no superen el $\pm 10\%$.
4. Evaluar el porcentaje de atenuación correspondiente al espesor de plomo requerido como protección, tal que permita atenuar parcialmente la intensidad del haz hasta en un 20 % aproximadamente.
5. Comprobar si el método puede ser llevado a casos rutinarios de ICT, a partir de los resultados y porcentajes de desviación obtenidos, aplicando las mismas condiciones y parámetros; tal que el uso de estos detectores permita desarrollar un método dosimétrico alternativo; así como contribuir a garantizar la calidad del tratamiento.

Capítulo 2

Fundamento teórico

2.1. Aspectos generales: Irradiación de Cuerpo Total

La Irradiación de Cuerpo Total (ICT) con haces de fotones de 6 MV, es una técnica especial de radioterapia en la cual se entrega a todo el cuerpo del paciente una dosis uniforme con una exactitud de -10% a $+5\%$ de la dosis prescrita¹, a excepción de algunos órganos específicos, que son parcial o totalmente protegidos [3, 6].

Este tipo de tratamiento es utilizado en forma interdisciplinaria ante algún tipo de neoplasia maligna. Uno de los casos médicos tratados con mayor frecuencia es la Leucemia (Cáncer a la sangre), es por esto que el tratamiento se emplea; como parte del régimen preparatorio de acondicionamiento citorreductorio (inmunosupresión) de células madre hematopoyéticas: médula ósea o de células fuente progenitoras de sangre periférica². En el adulto la médula ósea, ocupa el tejido esponjoso de los huesos planos, como el esternón, las vértebras, la pelvis, las costillas, cráneo y cintura escapular (Figura 2.1). Para esto es necesario someter al paciente a condiciones estériles luego del tratamiento y previo al Transplante de Médula Ósea (TMO), para evitar cualquier tipo de infección e impedir el rechazo de tejido compatible [3, 6].

De aquí en adelante se describen con mayor detalle algunos físicos que describen una haz de fotones transmitido, así como el comportamiento de dichos fotones cuando interactúan con la materia y su distribución a lo largo del eje central del haz.

¹El valor de exactitud -10% a $+5\%$ de la dosis prescrita, es utilizado como referencia al aplicar la técnica de ICT, según el protocolo AAPM Report N° 17, 1986 [3].

²El volumen destino a tratar es la médula ósea, ésta contiene células inmaduras llamadas células madre hematopoyéticas. Este tipo de células se dividen para crear más células madre, o se transforman en una de las tres clases de elementos que conforman la sangre: glóbulos blancos, glóbulos rojos o plaquetas [7, 8].

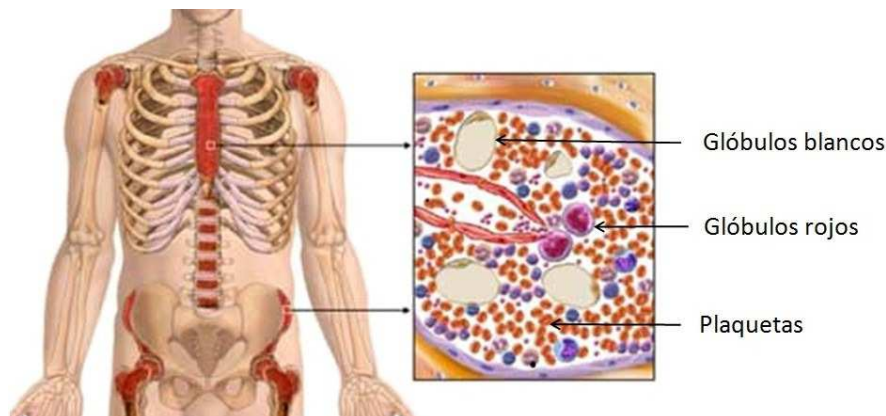


Figura 2.1: Ubicación de la médula ósea y sus componentes, en distintas partes del cuerpo humano [7].

2.2. Aspectos Físicos: Haces de fotones externos

Para llevar a cabo el proceso radioterapéutico de ICT, se emplean haces de fotones externos en la cual la fuente de radiación se encuentra a mayor distancia del paciente en comparación con una técnica de radioterapia estándar. Los haces de fotones son todos caracterizados por los mismos parámetros físicos, pero se encuentran dentro de diferentes categorías, dependiendo de su origen, medio de producción y energía. Para el tratamiento de ICT se emplea un acelerador lineal como fuente de haces de fotones (rayos X de megavoltaje), los cuales provienen de un blanco, y están conformados por fotones bremsstrahlung y fotones característicos. [9].

Los aceleradores lineales son dispositivos que utilizan ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar partículas cargadas como los electrones a altas energías por medio de un tubo lineal utilizando microondas de Radio Frecuencia en campos no-conservativos en el rango de frecuencia de 10^3 MHz a 10^4 MHz, siendo capaces de generar haces de fotones y electrones de varias energías del orden de 4 a 25 MeV, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de radioterapia externa (Figura 2.2) [9, 10].

En un acelerador lineal los electrones que se generan en el cátodo incandescente, son acelerados hasta un cuarto de la velocidad de la luz en el cañón, mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado. Luego son introducidos en la guía de ondas que forma la estructura aceleradora en donde existe un campo electromagnético de alta frecuencia y alta potencia. Son creados pequeños paquetes que son acelerados hasta el 99 % de la velocidad de la luz. Estos electrones acelerados pueden utilizarse directamente o bien pueden ser frenados, haciéndolos colisionar contra un blanco de material pesado con la finalidad de obtener fotones de rayos X que pueden alcanzar energías muy altas. Estos fotones están conformados por fotones bremsstrahlung y fotones característicos [9].

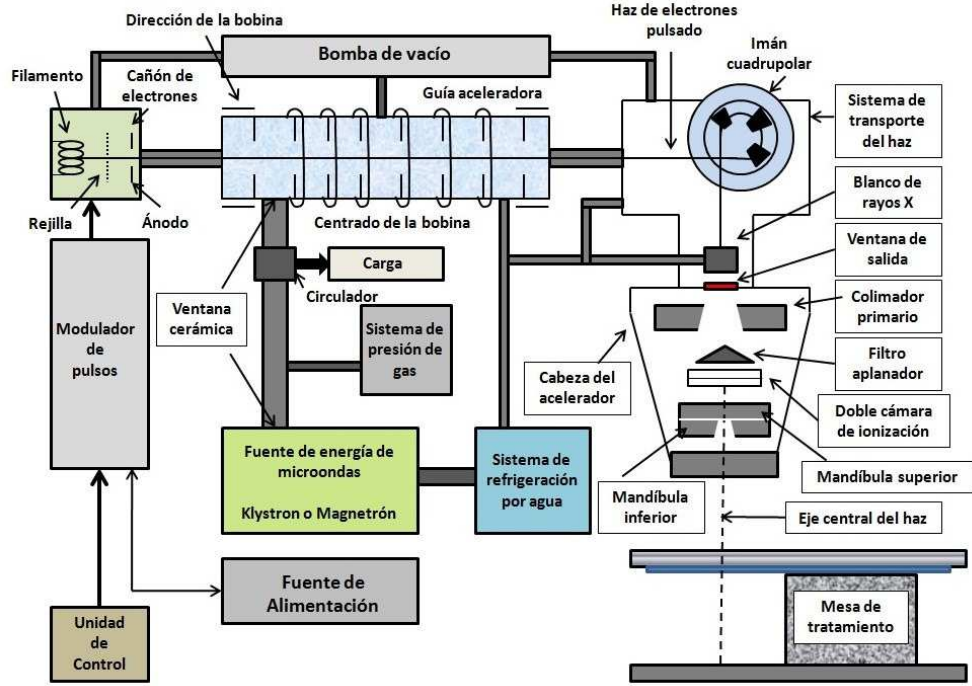


Figura 2.2: Esquema mecánico de un acelerador lineal utilizado como fuente productora de haces de fotones de megavoltaje [9].

2.2.1. Descripción del haz de fotones

Un haz de rayos X que es emitido desde un blanco consiste de un gran número de fotones, usualmente con diferentes valores de energía (polienergéticos) [9]. La propagación de un haz de fotones puede ser descrito por muchos términos, algunos de los cuales se definen de la siguiente manera:

- La fluencia (Φ) de fotones es el cociente dN por da , donde dN es el número de fotones que ingresa a una esfera imaginaria cuya sección transversal es de área da .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2.1)$$

La unidad de fluencia de fotones está expresada en cm^{-2} .

- Tasa de fluencia o densidad de flujo (ϕ), es la fluencia por unidad de tiempo

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (2.2)$$

donde dt es el intervalo de tiempo.

La unidad de tasa de fluencia de fotones está expresada en $cm^{-2} \cdot s^{-1}$.

El equipo de rayos x utilizado es una fuente de fotones no-isotrópica es decir que no produce la misma tasa de fluencia en todas las direcciones, por tanto depende de la dirección de medida.

- Fluencia de energía (Ψ) es la cantidad de dE_{fl} por da , donde dE_{fl} es la suma de las energías de todos los fotones que ingresan en una esfera de sección transversal de área da .

$$\Psi = \frac{dE_{fl}}{da} \quad (2.3)$$

La unidad de fluencia de energía está expresada en $MeV \cdot cm^{-2}$.

- Tasa de fluencia de energía, o densidad de flujo energético, o intensidad (ψ) es la fluencia de energía por unidad de tiempo.

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (2.4)$$

La unidad de tasa de fluencia de energía está expresada en $MeV \cdot cm^{-2} \cdot s^{-1}$ [11].

2.2.2. Descripción del espectro energético

El número de fotones emitidos por intervalo de energía es el espectro de fotones. Los espectros de fotones para un haz polienergético del orden de los keV y el espectro de fotones para una haz de 6 MeV se muestran en la Figura 2.3 (a) y (b) respectivamente. El área bajo la curva de ambas gráficas (Figura 2.3 (a) y (b)) representa el número total de fotones emergentes (Ec. 2.5) [9, 12]:

$$\Phi = \int \frac{d\Phi E}{dE} dE \quad (2.5)$$

Para una haz de rayos X de megavoltaje cuyos fotones son polienergéticos, la forma del espectro es distinta, ya que todos los fotones presentan tipos de energía en el intervalo de 0 hasta el valor máximo E_m , siendo esta igual a la energía cinética de los electrones que inciden sobre el blanco (Figura 2.3 (b)).

En la Figura 2.3 (a) los dos picos en el espectro representan a los fotones característicos, siempre y cuando el espectro continuo que va de 0 a E_m representa a los fotones bremsstrahlung, tratándose de energía de orden de los keV [10]. En la Figura 2.3 (b) no se observan estos picos solo se considera un espectro continuo debido a que es un espectro para energías en el orden de los MeV [9, 12].

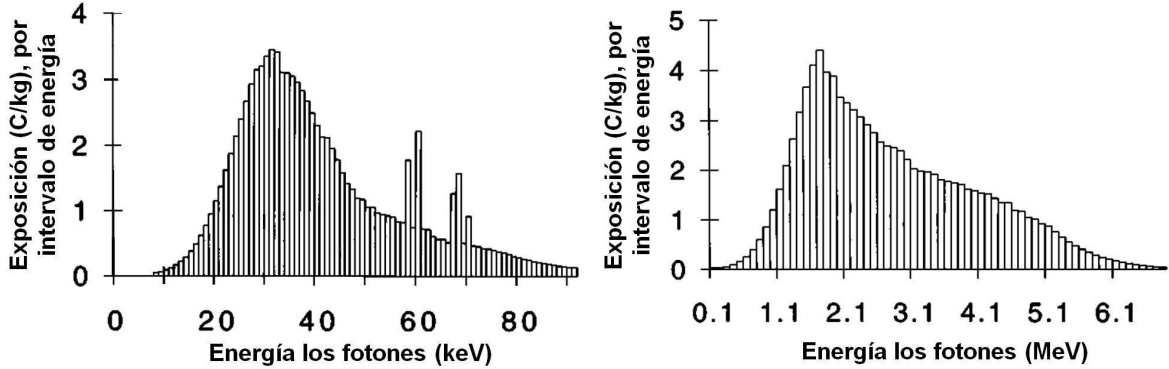


Figura 2.3: Espectros típicos para haces de fotones polienergéticos orden de keV (a) y haces de megavoltaje MeV (b) [12].

2.2.3. Calidad de los haces de rayos X de megavoltaje

La habilidad de penetración de la radiación es descrita a menudo como la calidad de la radiación.

Una forma ideal de describir la calidad de un haz de rayos X es especificar su distribución espectral, es decir, la fluencia de energía en cada intervalo de energía. Sin embargo las distribuciones espectrales son difíciles de medir y, además, en la mayoría de situaciones clínicas no es necesaria una especificación completa de la calidad del haz. Dado que los efectos biológicos de los rayos X no son muy sensibles a la calidad del haz, uno de los principales intereses en radioterapia, es la penetración de los haces en el paciente en lugar de ser detallado por el espectro de energía. Por lo tanto una especificación más simple de la calidad de haz y de uso frecuente, es el llamado *HVL* [11].

- ***Capa Hemirreductora o Half Value Layer (HVL)***

HVL es definido como el espesor de un material atenuador de composición específica requerido para atenuar la intensidad del haz a la mitad de su valor original. Ya que todos los haces de rayos X producidos por los generadores de radiación son polienergéticos en materia de energía, es decir poseen espectros de energía continuos que dependen del voltaje pico, material del blanco y filtración, estos son usualmente descritos por el *HVL*, un solo parámetro que especifica la capacidad general de penetración del haz.

Para el rango de haces de rayos X de megavoltaje, la calidad es especificada por un voltaje pico y raramente por un HVL [11, 13].

$$HVL = \frac{0,693}{\mu} \quad (2.6)$$

La razón para esta convención es que en el rango de megavoltaje, el efecto que produce la filtración del haz es muy grande a través del tipo de material utilizado como blanco de transmisión así como el uso de un filtro aplanador, y no requiere el uso de una filtración adicional ya que no altera significativamente la calidad del haz o su HVL . Por tanto, para un haz de alta energía con una filtración fija, el espectro de energía de rayos X está principalmente en función de la energía pico y también de la calidad del haz. La energía promedio de un haz es aproximadamente un tercio de la energía máxima [11].

2.2.4. Parámetros para la medida de la calidad del haz

■ *Energía Efectiva (E_{ef})*

Los haces de rayos X utilizados en radiología, son siempre polienergéticos. Es conveniente a veces expresar la calidad de un haz de rayos X en términos de energía efectiva. La energía efectiva (*o equivalente*) de un haz de rayos X es la energía de los fotones de un haz monoenergético que es atenuado en la misma proporción que la radiación en cuestión. Toda curva de atenuación para un material determinado es caracterizado por el coeficiente de atenuación lineal μ^1 , la energía efectiva es determinada hallando la energía de los fotones monoenergéticos que tienen el mismo μ , sin embargo, el μ o la energía efectiva de un haz polienergético varía con el espesor del material absorbente [11].

El valor de μ y el HVL están relacionados por la Ec. 2.6, la energía efectiva también puede ser definida como la energía de un haz de fotones monoenergéticos que tienen el mismo HVL para el mismo haz determinado.

Aunque el plomo es usado comúnmente para expresar el HVL para haces de megavoltaje, no es necesariamente la mejor opción para caracterizar la calidad del haz en este rango de energía. Se ha demostrado que los materiales de bajo número atómico, como el agua son más sensibles a cambios en la calidad espectral de rayos x de megavoltaje que los materiales de número atómico alto como el plomo [11, 14].

¹ $\mu = \mu_{ef} + \mu_{ec} + \mu_{pp}$ (cm^{-1}); es el coeficiente de atenuación total para un medio a una energía determinada, siendo los tres sumandos las probabilidades para el efecto fotoeléctrico, Compton y producción de pares, respectivamente [5].

■ **Energía media (\bar{E})**

Para determinar la energía media es necesario analizar la distribución espectral de un campo de radiación (partículas o fotones) descrita en la *Sección 2.2.2* la cual se caracteriza por la distribución de fluencia o fluencia de energía con respecto a la energía. Se asume que $\Phi(E)$ se denota como la fluencia de fotones Φ con energías entre 0 y E. La distribución diferencial (Φ_E) de la fluencia con respecto a la energía está dado por:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi(E)}{dE} \quad (2.7)$$

El producto ($\Phi_E dE$) es la fluencia de fotones con energías que se extienden entre E y $E + dE$. La fluencia total (Φ) está dado por:

$$\int_0^{E_m} \Phi_E dE \quad (2.8)$$

La energía media (\bar{E}) de un haz de fotones puede ser calculado como:

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_m} \Phi_E E dE}{\int_0^{E_m} \Phi_E dE} \quad (2.9)$$

La energía media también puede ser calculada a partir de la distribución de la fluencia de energía (Ψ_E).

$$\bar{E} = \frac{\int_0^{E_m} \Psi_E E dE}{\int_0^{E_m} \Psi_E dE} \quad (2.10)$$

Las dos expresiones mencionadas anteriormente, pueden dar lugar a diferentes valores de \bar{E} ya que $\Phi_E \neq \Psi_E$. Por tanto es importante especificar el tipo de distribución usado en el cálculo de la energía media [11].

2.3. Penetración de haces de fotones en el fantoma o paciente

Un haz de fotones que se propaga a través de un fantoma o del paciente, no sólo se ve afectado por la ley del inverso cuadrado, sino también por la atenuación y la dispersión del haz de fotones en el interior del fantoma o del paciente. Estos tres efectos hacen que la deposición de dosis sea un proceso complicado y su determinación una tarea compleja [9]. A continuación se describe con mayor detalle este proceso tomando como referencia un volumen esférico infinitesimal dv y masa dm , alrededor de un punto de interés (Figura 2.4) [10].

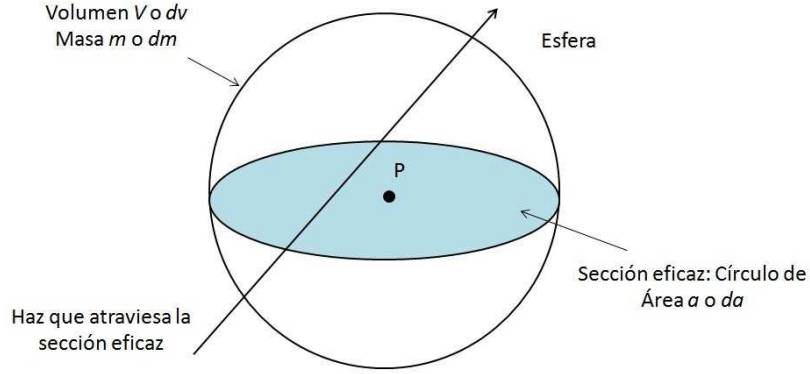


Figura 2.4: Caracterización del campo de radiación en un punto P en términos de la radiación que atraviesa la superficie esférica [10].

2.3.1. Proceso de interacción de un campo de fotones

El proceso de interacción de un campo de fotones con la materia puede ser descrito en forma no estocástica, estudiando una esfera de volumen infinitesimal alrededor de un punto de interés. A partir de aquí se definen tres cantidades no estocásticas que son usadas para describir las interacciones del campo de radiación con la materia, también en términos de valores esperados para una esfera infinitesimal en un punto de interés (Figura 2.4). Estas cantidades son (a) el *kerma* K , (b) la *dosis absorbida* D ; y la *exposición* X . Para el caso de *kerma* y *dosis absorbida*, estas cantidades dependen de tres cantidades físicas importantes tales como energía impartida (E_{imp}), energía transferida (E_{tr}) y energía transferida neta (E_{tr}^n) [10].

2.3.2. Energía impartida, Energía transferida y Energía transferida neta

Cuando un haz de rayos X o gamma atraviesa un medio, puede dar lugar a múltiples interacciones entre los fotones y la materia, teniendo como resultado una energía transferida al medio. El paso inicial en la transferencia de energía implica la expulsión de los electrones de los átomos que se encuentran en el medio absorbente. Estos electrones que adquieren alta velocidad debido a la interacción, transfieren su energía produciendo ionización y/o excitación de los átomos a lo largo de sus trayectorias (Figura 2.5). Si el medio absorbente consiste en los tejidos del cuerpo, puede que la energía suficiente depositada en las células, destruya su capacidad reproductiva. Sin embargo, la mayor parte de la energía absorbida es convertida en calor, produciendo un efecto no biológico [13, 14].

Para ver como estas cantidades son aplicadas, para obtener valores de *kerma* y *dosis absorbida*, se consideran los siguientes ejemplos. En el primer ejemplo se detalla lo observado en la Figura 2.6, el cual muestra a un fotón ϵ_1 entrando al volumen V , y luego de una interacción Compton se genera un fotón dispersado ϵ_2 y un electrón con energía cinética T .

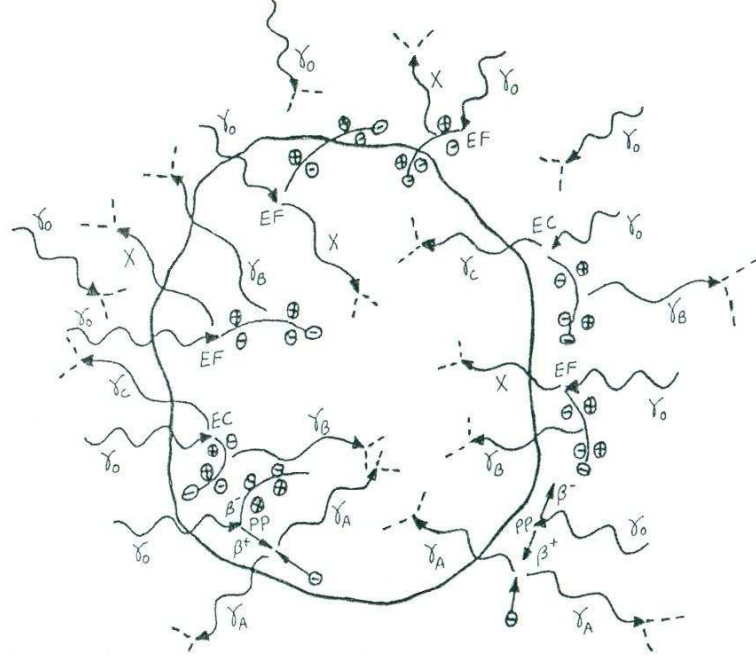


Figura 2.5: Representación esquemática de la interacción de la radiación con la materia y el balance de energía impartida en un volumen infinitesimal en un campo de fotones. EF=efecto fotoeléctrico, EC=efecto Compton, PP=producción de pares, γ_0 =fotón primario, γ_B =fotón bremsstrahlung, X=rayo X (fluorescencia) emitido por el átomo en el efecto fotoeléctrico, γ_A =fotón de aniquilamiento del par electrón-positrón, \ominus =electrón, \oplus =ión positivo [14].

Se asume que el electrón produce un rayo x bremsstrahlung ϵ_3 antes de salir de V y posee una energía restante T' . Se produce entonces otro rayo X ϵ_4 fuera de V . En este ejemplo la energía impartida, energía transferida, y la energía transferida neta en V son, repectivamente [10, 11]:

$$E_{imp} = \epsilon_1 - (\epsilon_2 + \epsilon_3 + T') + 0 \quad (2.11)$$

$$E_{tr} = \epsilon_1 - \epsilon_2 + 0 = T \quad (2.12)$$

$$E_{tr}^n = \epsilon_1 - \epsilon_2 - (\epsilon_3 + \epsilon_4) + 0 = T - (\epsilon_3 + \epsilon_4) \quad (2.13)$$

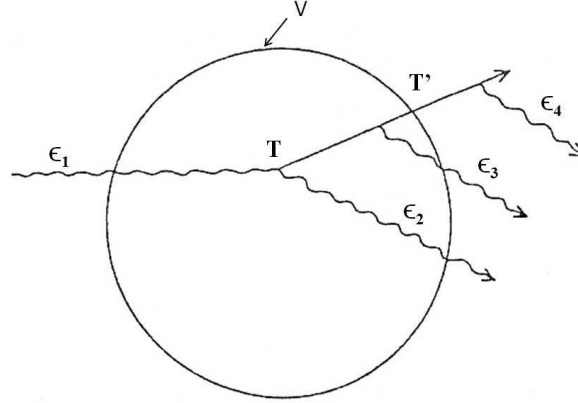


Figura 2.6: Ilustración del concepto de energía impartida, energía transferida y energía transferida neta, para el caso de una interacción Compton, seguido de una emisión bremsstrahlung [10].

En el segundo ejemplo mostrado en la Figura 2.7, ilustra la significancia del término $\sum Q$. El proceso inicia cuando un fotón ϵ_1 que es emitido por un átomo radiactivo en V permite la producción de pares, proporcionando energía cinética T_1 al electrón y T_2 al positrón. Se asume que ambos siguen su curso en V . El positrón se aniquila con un electrón del medio resultando dos fotones (0.511 MeV cada uno) que escapan del volumen V . Para este caso las cantidades E_{imp} , E_{tr} y E_{tr}^n , son todas iguales, y son todas dadas en MeV por [10]:

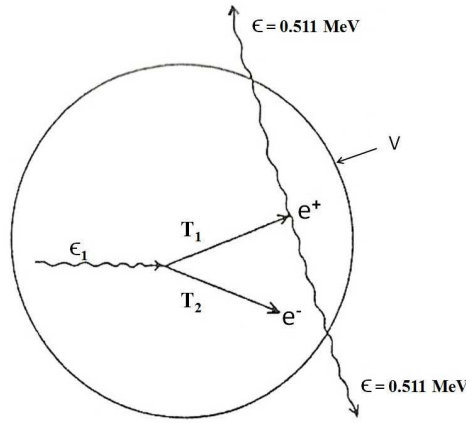


Figura 2.7: Ilustración muestra la emisión de rayos X o γ , producción de pares y aniquilación del positrón [10].

$$E_{imp} = E_{tr} = E_{tr}^n = 0 - 1,022 \text{ MeV} + \sum Q \quad (2.14)$$

donde

$$\sum Q = \epsilon_1 - 2m_0c^2 + 2m_0c^2 = \epsilon_1 \quad (2.15)$$

por tanto

$$E_{imp} = E_{tr} = E_{tr}^n = \epsilon_1 - 1,022 \text{ MeV} = T_1 + T_2 \quad (2.16)$$

Notar que en este caso no existe pérdida radiactiva, ya que los fotones de aniquilación obtienen toda su energía de la masa en reposo, (el término $+ 2m_0c^2$), no de la energía cinética [10].

Si el positrón mostrado en la Figura 2.7 es aniquilado en su recorrido cuando su energía cinética restante es T_3 , entonces la energía cuántica total de los fotones aniquilados habría sido $1.022 \text{ MeV} + T_3$. Asumiendo que ellos escapa de V , las cantidades en cuestión se dan por:

$$E_{imp} = 0 - (1,022 + T_3) + \epsilon_1 = T_1 + T_2 - T_3 \quad (2.17)$$

$$E_{tr} = 0 - 1,022 + \epsilon_1 = T_1 + T_2 \quad (2.18)$$

$$E_{tr}^n = 0 - 1,022 - T_3 + \epsilon_1 = T_1 + T_2 - T_3 \quad (2.19)$$

Aquí T_3 fue derivado de la energía cinética de las partículas cargadas, por tanto esto constituye a la perdida radiactiva. En este caso E_{tr}^n es menor que E_{tr} . Además $E_{imp} = E_{tr}^n$ en este caso [10].

2.3.3. Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia

■ Kerma (K)

Esta cantidad no estocástica sólo es relevante para los campos de radiaciones indirectamente ionizantes (fotones y neutrones) o por cualquier otra fuente de radiación ionizante distribuida en el medio absorbente.

El kerma K puede ser definido en términos de una cantidad estocástica relacionando la energía transferida E_{tr} y la energía radiante R . La energía transferida en un volumen V es:

$$E_{tr} = (R_e)_n - (R_s)_n^{nor} + \sum Q \quad (2.20)$$

Donde $(R_e)_n$ = Energía radiante de las partículas no cargadas que entran a V .

$(R_s)_n^{nor}$ = Energía radiante de las partículas no cargadas que salen de V , a excepción de la energía generada por pérdida radiactiva, a partir de la energía cinética de las partículas cargadas en V , y

$\sum Q$ = Energía neta derivada de la masa en reposo en V ($m \rightarrow E$ positivo, $E \rightarrow m$ negativo)

Debido a las pérdidas radiactivas, nos referimos a la conversión de energía cinética de las partículas cargadas en energía de fotones, ya sea a través de la producción de rayos x bremsstrahlung o aniquilación de positrones. En este último caso solo la energía cinética que posee el positrón en el instante de la aniquilación durante su recorrido, es clasificada como la energía por pérdida radiactiva [9, 10, 11].

La energía radiante R es definida como la energía de las partículas (excluyendo la energía en reposo) emitida, transferida o recibida.

Considerado la Ec. 2.20 se puede ver que la energía transferida es justamente la energía cinética que adquieren las partículas cargadas dentro de un volumen específico V , sin tener en cuenta donde y como estos pierden su energía. Sin embargo la energía cinética que pasa de una partícula cargada a otra no se toma en cuenta en la definición de E_{tr} .

Podemos definir entonces el kerma K en un punto de interés P en V como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.21)$$

donde E_{tr} es el valor de la energía transferida en un volumen finito V durante algún intervalo de tiempo, $d(E_{tr})$ se da para un volumen infinitesimal dv en un punto P y dm es la masa en dv .

Por tanto el kerma es la energía transferida a las partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo energía por pérdida radiactiva pero excluyendo la energía que pasa de una partícula cargada a otra [9, 10, 11, 12].

• *Componentes del kerma*

El kerma para rayos X o gamma consiste en la energía transferida a los electrones y positrones por unidad de masa del medio. La energía cinética que posee un electrón rápido puede ser entregado al medio en dos pasos:

a) Interacciones por fuerzas Coulombianas con los electrones atómicos de algún material absorbente, resultando una disipación de la energía en el medio como ionización y excitación en o cerca del electrón en mención. Estas son las llamadas interacciones por colisión.

b) Interacciones radiactivas con el campo de fuerza Coulombiana de los núcleos atómicos, en los que los fotones de rayos X (Bremsstrahlung o radiación de frenado) son emitidos como electrones desacelerados. Estos fotones de rayos X son relativamente penetrantes comparados con los electrones llevan su energía cuántica mucho a mayor profundidad que las partículas cargadas.

Por tanto el kerma se subdivide en dos partes, estas cantidades son referidas a las interacciones por colisión radiactiva” [9, 10, 11, 12].

$$K = K_c + K_r \quad (2.22)$$

La E_{tr}^n es una cantidad estocástica llamada energía neta transferida, la cual puede ser definida para un volumen V como:

$$E_{tr}^n = (R_e)_n - (R_s)_n^{nor} - R_n^r + \sum Q = E_{tr} - R_n^r \quad (2.23)$$

Donde R_n^r es la energía radiante emitida como pérdida radiactiva por las partículas cargadas que a su vez son originadas en V , independiente del lugar donde ocurren los eventos por pérdida radiactiva. Esta ecuación es idéntica a la Ec. 2.20, excepto que aquí se incluye el término R_n^r , el resto de términos son definidos como en la Ec. 2.20. Por tanto E_{tr} y K incluyen la energía que se da por pérdida radiactiva, cuando E_{tr}^n y K_c no lo consideran [10].

Ahora podemos definir K_c como:

$$K_c = \frac{dE_{tr}^n}{dm} \quad (2.24)$$

Donde E_{tr}^n es ahora el valor de la energía neta transferida en un volumen finito V durante algún intervalo de tiempo, esto se da para un volumen infinitesimal dv en un

punto P y dm es la masa en dv .

Por tanto el kerma de colisión es el valor de la energía neta transferida a las partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, excluyendo ambos, la energía por pérdida radiactiva y la energía que pasa de una partícula cargada a otra.

El kerma radiactivo puede ser definido simplemente como la diferencia entre K y K_c , como en la Ec. 2.22. Sin embargo se puede escribir como $K_r = dR_n^r/dm$, tienen la misma forma que las Ecs. 2.21 y 2.24 [10].

■ Dosis absorbida (D)

La dosis absorbida D puede ser definida en términos como una cantidad estocástica relacionada con la energía impartida E_{imp} . La energía impartida por radiación ionizante de la materia de masa m en un volumen finito V es definido como:

$$E_{imp} = (R_e)_n - (R_s)_n + (R_e)_c - (R_s)_c + \sum Q \quad (2.25)$$

Donde $(R_e)_n$ y $\sum Q$ son definidos al igual que la Ec. 2.20, $(R_s)_n$ es la energía radiante de toda la radiación de partículas no cargadas que sale de V , $(R_e)_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que entran a V , y $(R_s)_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas que salen de V . Podemos definir entonces la dosis absorbida D en V como [10]:

$$D = \frac{dE_{imp}}{dm} \quad (2.26)$$

Donde E_{imp} es el valor de la energía impartida en el volumen finito V durante algún intervalo de tiempo, dE_{imp} es dado en un volumen infinitesimal dv en un punto P y dm es la masa en dv [10].

Por tanto la dosis absorbida D es el valor de la energía impartida a la materia por unidad de masa en un punto.

Las dimensiones y unidades de dosis absorbida y kerma son expresadas en (Gy) .

■ Exposición (X)

Es simbolizada por X , y es definida como una cantidad dQ por dm , donde el valor dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire, cuando

todos los electrones (negatrones y positrones) liberados por los fotones en un volumen de aire de masa dm , son completamente frenados en aire, por tanto

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.27)$$

La exposición X es la ionización equivalente al kerma de colisión K_c en aire, para rayos X y γ [10, 12].

2.4. Distribución de dosis a lo largo del eje central del haz

Es prácticamente imposible obtener una medida directa de la distribución de dosis en el interior del paciente, sin embargo para obtener un resultado exitoso del tratamiento es importante que la distribución de dosis en el volumen irradiado se conozca con precisión y exactitud. Esto se consigue normalmente mediante el uso de varias funciones que se suelen medir con detectores de radiación en un fantoma de tejido equivalente que vinculan a la dosis o tasa de dosis en cualquier punto arbitrario dentro del paciente con la dosis conocida en un punto de calibración (o referencia) en un fantoma [9].

Una distribución típica de dosis en el eje central proveniente de un haz de fotones de megavoltaje que incide sobre un paciente se muestra en la Figura 2.8. El haz penetra la superficie del paciente, entregando cierta dosis en la superficie de entrada D_e . Bajo la superficie la dosis se eleva rápidamente con respecto a la primera, alcanzando un valor máximo a una profundidad $d = d_m$ y luego disminuye casi exponencialmente hasta alcanzar un valor D_s que sale del paciente [3]. El procedimiento de interacción de los fotones con la materia se describe en cuatro pasos importantes [9]:

2.4.1. Dosis en superficie D_e

Para haces de fotones de megavoltaje, la dosis en la superficie es generalmente mucho menor que la dosis máxima, producida a una profundidad $d = d_m$ bajo la superficie del paciente (Figura 2.8). Esta depende también de la energía del haz y del tamaño de campo. Por tanto cuanto mayor es la energía del haz de fotones, menor será la dosis superficial y se incrementa en cuanto aumenta el tamaño de campo [9, 11].

La dosis en superficie representa la contribución de:

- Fotones dispersados de los colimadores, filtro aplanador y aire.
- Fotones retrodispersados desde el paciente.

- Electrones de alta energía producidos por interacciones de los fotones en el aire y con algunas estructuras de protección en la vecindad del paciente [9].

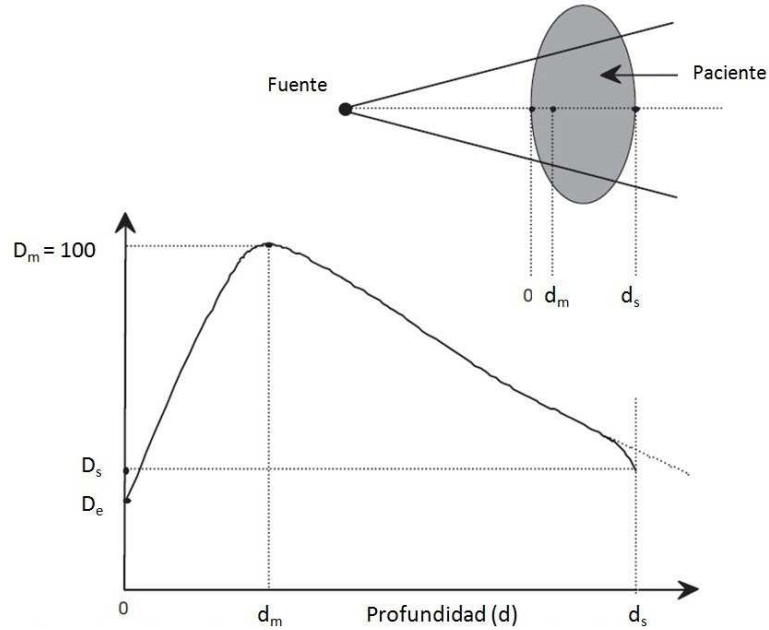


Figura 2.8: Deposición de dosis de un haz de fotones de megavoltaje en un paciente. D_e es la dosis en superficie en el lado de la entrada del haz, D_s es la dosis en superficie en el lado de salida del haz. D_m es la dosis máxima frecuentemente normalizada a 100, resultando en una curva de dosis en profundidad referido como la distribución del porcentaje de dosis en profundidad (*PDP*). La región comprendida entre $d = 0$ y $d = d_m$ se conoce como la región de la acumulación de dosis o región build-up [9]

2.4.2. Región de acumulación o *Build-up*

En esta región está comprendida entre la superficie (profundidad $d = 0$) y la profundidad $d = d_m$ para haces de fotones de megavoltaje, donde los resultados del rango energético de partículas secundarias cargadas (electrones y positrones) es relativamente grande, por lo que se liberan primero en el paciente debido a las interacciones de los fotones con la materia (efecto fotoeléctrico, efecto Compton o producción de pares) y luego depositan su energía cinética a una determinada profundidad dentro del paciente (Figura 2.9). Los efectos de los haces de fotones sobre la materia se deben principalmente a los electrones secundarios que se generan. Así la distribución de energía en los tejidos (dosis absorbida) depende básicamente de estos electrones secundarios y en mucha menor medida de la radiación primaria (fotones) [9, 15].

Los electrones secundarios se generan con diferentes energías (kerma), pero la energía

máxima y su alcance dependen de la energía de los fotones incidentes. Los electrones secundarios no necesariamente depositan toda su energía en el punto donde son generados, sino a distintas profundidades [9, 11, 12].

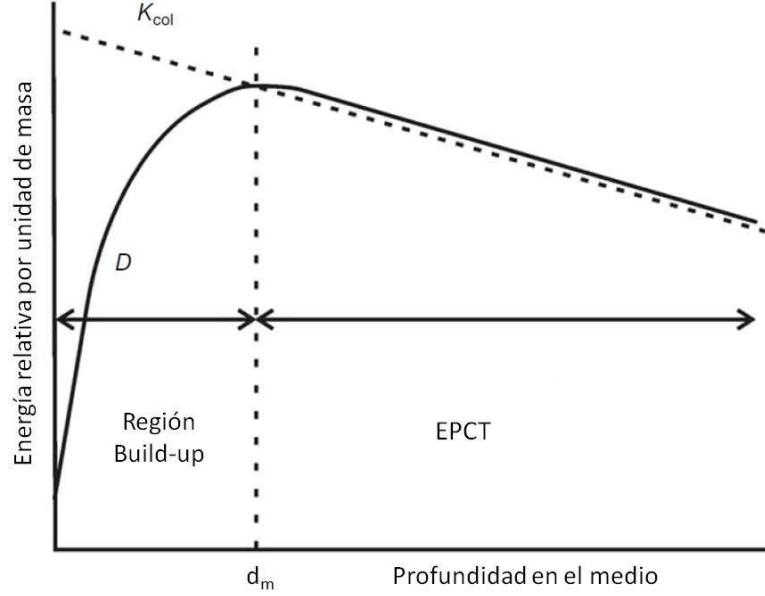


Figura 2.9: Kerma de colisión y dosis absorbida en función de la profundidad en un medio irradiado con haces de fotones de alta energía [9].

2.4.3. Dosis máxima en profundidad D_m

En la región ubicada inmediatamente después de la superficie es decir de la piel del paciente, la condición de Equilibrio de Partículas Cargadas (EPC)¹ no existe y la dosis absorbida es mucho menor que el kerma de colisión (k_{col}) (Figura 2.9). Entonces se puede decir que a una determinada profundidad el número de electrones que se frenan, y por tanto la dosis absorbida, alcanza el máximo. Se dice que se ha alcanzado el equilibrio electrónico, es decir, a esa profundidad el número de electrones que se frenan y ceden su energía es igual al número de electrones que se generan. La profundidad del máximo aumenta con la energía de los fotones incidentes. Sin embargo como la profundidad d incrementa, el EPC es eventualmente alcanzado en un $d = d_m$, donde d es aproximadamente igual al rango de las partículas cargadas secundarias y la dosis es comparable con el (k_{col}). Esto depende además de la energía del tamaño de campo [9, 15, 16].

¹EPC (Equilibrio de Partículas Cargadas); Es una característica de la radiación indirectamente ionizante, que consiste en la deposición de energía a través de dos etapas. En la primer etapa se produce la interacción por la cual se transfiere energía a partículas secundarias cargadas y en la segunda etapa, estas partículas secundarias entregan energía a la materia [3].

Los valores nominales del rango d_m para distintos haces de energía se muestran en el Cuadro 2.1.

Cuadro 2.1: Profundidades típicas d_m donde la dosis es máxima, para haces de fotones de distintas energías [9].

	Superficial	Orthovoltage	Co-60	4 MV	6 MV	10 MV	18 MV	25 MV
$d_m (cm)$	0	0	0.5	1	1.5	2.5	3.5	5

2.4.4. Dosis de salida D_s

Después del d_m , tanto la dosis como el k_{col} decrecen debido a la atenuación de los fotones en el paciente, resultando una región de Equilibrio Transitorio de Partículas Cargadas (EPCT)¹

Conforme aumenta la profundidad, el número de fotones va disminuyendo, y por tanto también va disminuyendo el número de electrones secundarios; entonces a partir del máximo la dosis es cada vez menor (Figura 2.9).

La dosis administrada al paciente con respecto al punto de salida se le conoce como dosis de salida D_s . Como se muestra en la Figura 2.9, la dosis a la salida decrece levemente respecto a la curva extrapolada debido a la pérdida de dispersión en este punto [9].

2.5. Aspectos médicos y técnicos para la aplicación de la técnica de ICT

Existen muchas técnicas de tratamiento de ICT, la técnica estudiada en este trabajo es la ICT bilateral, cuyo objetivo es entregar una dosis uniforme a todo el cuerpo del paciente, en dos partes para evitar la sobreirradiación de la mitad del cuerpo.

La dosimetría necesaria para una ICT es difícil de modelar en cuanto a planificación de tratamiento, ya que se trata de una geometría irregular y no se encuentran disponibles todos los datos del paciente, con respecto a un plan de tratamiento computarizado. Una de las alternativas para contrarrestar este tipo de dificultades es recurrir al uso de la dosimetría *in vivo*, primero como herramienta de la garantía de calidad en tratamientos con radioterapia y segundo para determinar la dosis durante ICT. [1, 15].

Para obtener un resultado satisfactorio es importante llevar a cabo un proceso continuo, el cual consta de etapas bien diferenciadas tales como:

¹ETPC (Equilibrio Transitorio de Partículas Cargadas); Se considera cuando la energía transferida a los electrones (kerma) por el haz de fotones en un punto en particular no conlleva que la absorción de esta energía por el medio ocurra en esta localización. Esto es debido al alcance finito no-nulo de los electrones liberados por las interacciones de los fotones en el medio [9].

- Diagnóstico y prescripción del tratamiento, cuya responsabilidad recae en el médico oncólogo.
- Control de calidad para el equipo, este proceso debe realizarse esporádicamente, tal que permita una garantía en el proceso de tratamiento.
- Preparación para el tratamiento, el cual incluye adquisición de datos (información del paciente), toma de imágenes (tomografías computarizadas), definición del volumen a tratar y de los órganos críticos, simulación del tratamiento, cálculo de distribución de dosis, cálculo del número de unidades monitor (UM) o tiempo de duración del tratamiento.
- Ejecución del tratamiento, el cual consiste en el posicionamiento del paciente e irradiación, que incluye verificación de la dosis absorbida y validación de los resultados a corto o largo plazo [17].

2.5.1. Categorías clínicas de la ICT

Dependiendo de la situación clínica específica, las técnicas de ICT se dividen en las siguientes cuatro categorías:

- Alta dosis de ICT, con una entrega total de 13.5 Gy¹, en un máximo de seis fracciones de 2.25 Gy, dos veces al día durante tres días [1, 2];
- Dosis bajas de ICT, con una entrega de 10-15 cGy en 10 ó 15 fracciones [2];
- Irradiación de Cuerpo Medio (IMC), con una dosis de 8 Gy entregada a la mitad del cuerpo superior o inferior en una sola sesión [2];
- Irradiación Ganglionar Total (IGT), con una dosis ganglionar típica de 40 Gy administrados en 20 fracciones [2].

2.5.2. Casos tratados con ICT

La ICT es utilizada principalmente como parte del régimen preparatorio de acondicionamiento citorreductor de células hematopoyéticas (inmunosupresión), antes de realizar un Trasplante de Médula Ósea (TMO), siendo necesario someter al paciente a condiciones estériles luego del tratamiento y previo al trasplante, para impedir el rechazo de tejido compatible [2, 7].

Los casos más notables tratados con ICT son:

¹Gray (Gy); unidad de dosis absorbida usada actualmente (Sistema Internacional), (1 Gy = 100 cGy)

- Erradicación de células malignas (leucemias, linfomas y algunos tumores sólidos).
- Erradicación de poblaciones celulares con alteraciones genéticas.
- Paliación de metástasis ósea múltiple [7].

2.5.3. ICT bilateral: Irradiación de Cuerpo Medio (ICM)

La precisión de la dosis y la homogeneidad en el volumen destino puede lograrse con facilidad utilizando la técnica de ICT bilateral en forma fraccionada y uniforme empleando haces de fotones de megavoltaje de 6 MV (Energía efectiva ≈ 2.71 MeV) tal como se muestra en la Figura 2.10 [2, 3]. La dosis prescrita en plano medio (mitad del paciente bajo corte sagital) es de 13.5 Gy, aplicada en 6 fracciones de 2.25 Gy, con haces laterales opuestos, entonces la dosis entregada por cada haz lateral es de 1.125 Gy [1, 3]. El paciente cambia de posición entre cada sesión ya sea supina o prona (Figura 2.11). Además se debe prever del uso de protección para órganos críticos como es el caso de pulmón que se encuentra a nivel de tórax [5].

La zona protegida se debe a que el haz ha sido atenuado hasta en un 20 %¹ aproximadamente, permitiendo que la dosis total se reduzca a 10.5 Gy en 6 fracciones de 1.75 Gy y por medio de dos haces bilaterales de 0.875 Gy cada uno [1, 3, 5].

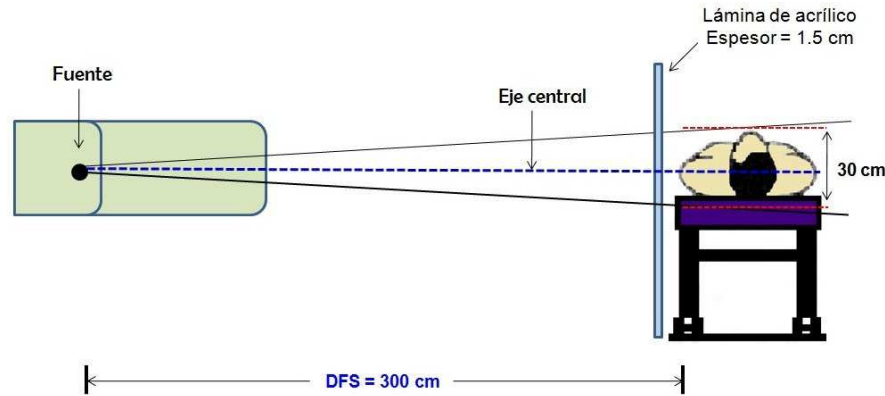


Figura 2.10: Irradiación de cuerpo total bilateral [15].

Por lo general, estas irradiaciones paralelas opuestas se realizan a gran distancia ($DFS \geq 300$ cm) fija, esto permite obtener un tamaño de campo del orden de $70 \times 200 \text{ cm}^2$.

Adicionalmente se coloca delante del paciente, una lámina de apantallamiento de espesor $e = 1,5 \text{ cm}$ (espesor necesario para conseguir el equilibrio electrónico), (Figura 2.10) [2, 15].

¹Cuando se coloca delante del paciente una protección de pulmón se desea que ésta atenúe el haz en forma parcial, en un 20 % según lo estipulado por el Protocolo AAPM Report N° 17, 1986 [4].

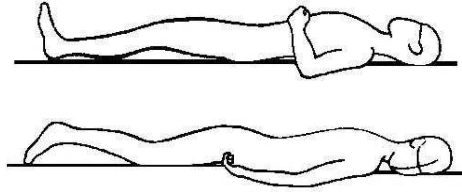


Figura 2.11: Posiciones de cúbito supina (superior) y prona (inferior) requeridas para el tratamiento de ICT [8].

2.5.4. Puntos de prescripción de dosis

Para la planificación del tratamiento en la región del tórax (región homogénea), son necesarios por lo menos tres pares de tomografías para evaluar los valores medios del espesor de pulmón, la densidad del pulmón y espesor de la pared del tórax. Se especifica la dosis en cada pulmón, que se define en los puntos medios de ambos pulmones [2].

Para lograr una ICT uniforme, la dosis es prescrita en un punto dentro del cuerpo, el cual especifica la dosis en el volumen destino, referido como el punto de prescripción de dosis o punto de referencia (+) (generalmente en el medio del abdomen a nivel del ombligo) (Figura 2.12). Durante el procedimiento de ICT se debe suministrar la dosis prescrita en los llamados puntos de prescripción de dosis (●) y debe mantenerse en todo el cuerpo con una exactitud del $\pm 5\%$ (Se considera un rango mayor de $\approx \pm 5\%$ cuando se aplica protección de órganos críticos debido a efectos de dispersión) de la dosis prescrita. La uniformidad de la dosis se consigue con el uso de bolus o compensadores, para el caso de las manos, cabeza, cuello y extremidades inferiores [2, 17].

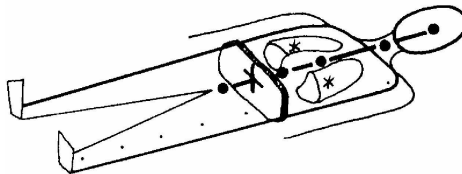


Figura 2.12: Puntos de prescripción en un paciente que va a ser sometido a un tratamiento de ICT [2].

2.6. Planificación en haces de fotones: Región homogénea

Para demostrar que la dosis en cualquiera de los puntos a lo largo del eje central son similares para el caso de una ICT bilateral; se plantea adaptar la técnica de Radioterapia Estándar a una técnica de ICT bilateral, con respecto a la planificación del tratamiento; para esto se evalúa una región homogénea como es el caso del tórax (Figura 2.13), teniendo en cuenta los mismos parámetros de tratamiento.

Se elige un punto de prescripción de dosis, ubicado en plano medio y cuatro puntos a lo largo del eje central (entrada, salida y puntos medios de los pulmones), en donde se comprobará que los valores de dosis obtenidos difieren de la dosis prescrita en un $\pm 10\%$. De igual manera si se desea proteger una zona del tórax (pulmones) se realiza el mismo procedimiento [2, 3, 15, 16].

2.6.1. Parámetros de tratamiento

Los principales parámetros en la entrega de dosis con haces de fotones son: (a) Cantidad de energía, (b) Profundidad (d), (c) Distancia Fuente-Superficie (DFS), (d) Inverso del cuadrado con la distancia (ICD), (e) Relación Tejido Máximo (RTM), (f) Número de Unidades Monitor (UM) y (g) Tamaño de Campo (TC) (Ver Apéndice A) [9, 17].

2.6.2. Cálculo de dosis a lo largo del eje central del haz

Se realizará el cálculo respectivo de la dosis total absorbida en cada pulmón D_{P_1} y D_{P_2} por la contribución de ambos campos y las dosis en la entrada D_e y salida D_s , para una dosis total prescrita en línea media $D_M = 1350$ cGy sin protección de pulmón, el cual por hiperfraccionamiento se entregará al paciente en 6 fracciones de 225 cGy, como se trata de una ICT bilateral cada campo entrega 112.5 cGy. La dosis prescrita en línea media es y se comprobará que a lo largo del eje central es la misma en cada punto para ICT bilateral [2, 17].

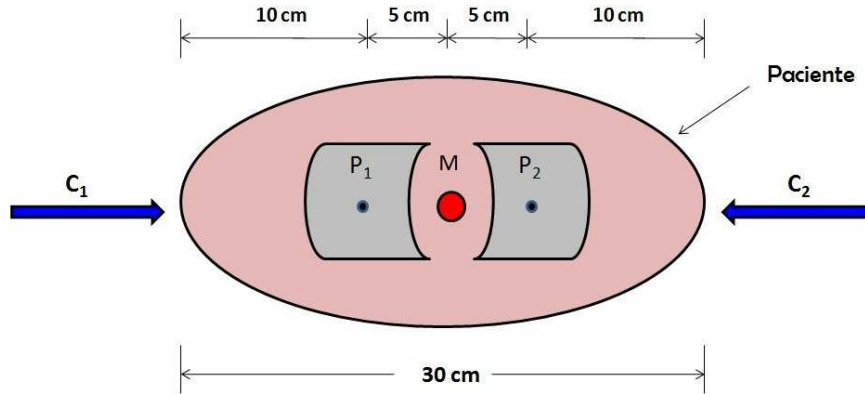


Figura 2.13: Simulación de un corte tomográfico a nivel de tórax, irradiado lateralmente en las mismas condiciones, en donde se van a ubicar los puntos de prescripción de dosis a lo largo del eje central del haz, tanto en línea media como en los pulmones. Los espesores indicados son valores referenciales [12].

El diagrama mostrado en la Figura 2.13 es utilizado como referencia, y se consideran todas las condiciones físicas que hay que tener en cuenta, como la energía del haz (6 MV), $TC = 30 \times 30 \text{ cm}^2$, $DFS = 300 \text{ cm}$, espesor total ($d = 30 \text{ cm}$) (diámetro aproximado del

tórax), espesor medio ($d/2 = 15 \text{ cm}$), valores de RTM (Cuadro A.1) y el ICD¹ (Ver Apéndice A), de esta manera se realizan los cálculos respectivos:

- Contribución de dosis del campo lateral C_1 (Figura 2.13):

$$D_{P_1-C_1} = \frac{D_M}{RTM(15 \text{ cm})} \left(\frac{315 \text{ cm}}{310 \text{ cm}} \right)^2 RTM(10 \text{ cm}) \quad (2.28)$$

$$D_{P_1-C_1} = \frac{112,5 \text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{310} \right)^2 0,837 = 133,98 \text{ cGy} \quad (2.29)$$

- Contribución de dosis del campo lateral C_2 (Figura 2.13):

$$D_{P_1-C_2} = \frac{D_M}{RTM(15 \text{ cm})} \left(\frac{315 \text{ cm}}{320 \text{ cm}} \right)^2 RTM(20 \text{ cm}) \quad (2.30)$$

$$D_{P_1-C_2} = \frac{112,5 \text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{320} \right)^2 0,620 = 93,1 \text{ cGy} \quad (2.31)$$

La dosis total D_{P_1} en P_1 debido a la contribución de ambos campos LD y LI es:

$$D_{P_1} = D_{P_1-C_1} + D_{P_1-C_2} = 227,08 \text{ cGy} \quad (2.32)$$

Como ambos pulmones están ubicados simétricamente, la distancia desde el centro del volúmen al centro de cada pulmón, es la misma cuando el paciente cambia de posición supina a prona (Figura 2.11), entonces se obtiene de la misma forma el valor de D_{P_2} :

$$D_{P_2} = D_{P_2-C_1} + D_{P_2-C_2} = 227,08 \text{ cGy} \quad (2.33)$$

Este resultado presenta una desviación de $+ 0.92 \%$ con respecto al valor de la dosis prescrita en plano medio y en condiciones de ICT bilateral [16].

Ahora se calculará la dosis en la entrada y salida, también debido a la contribución de ambos campos cuando el paciente invierte su posición durante el tratamiento.

- Dosis en la entrada lateral derecha (LD) o lateral izquierda (LI):

$$D_e = \frac{D_M}{RTM(15 \text{ cm})} \left(\frac{315 \text{ cm}}{300 \text{ cm}} \right)^2 \quad (2.34)$$

¹ Este método es aplicado en planificación de tratamientos en radioterapia estándar despreciando el producto de algunos factores de corrección tal como se indica en la Ec 2.28 en adelante [16].

$$D_{ent} = \frac{112,5 \text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{300} \right)^2 = 170,92 \text{ cGy} \quad (2.35)$$

- Dosis en la salida lateral derecha (LD) o lateral izquierda (LI):

$$D_s = \frac{D_M}{RTM(15 \text{ cm})} \left(\frac{315 \text{ cm}}{330 \text{ cm}} \right)^2 RTM(30 \text{ cm}) \quad (2.36)$$

$$D_s = \frac{112,5 \text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{330} \right)^2 0,441 = 62,25 \text{ cGy} \quad (2.37)$$

Por tanto, la dosis total en la entrada D_e y en la salida D_s , va a ser la misma y a la vez la suma de ambas debido a que el paciente cambia de posición pero las condiciones de tratamiento son las mismas, entonces:

$$D_e = D_s = 233,17 \text{ cGy} \quad (2.38)$$

Este resultado presenta una desviación de + 3.63 % con respecto al valor de la dosis prescrita en plano medio y en condiciones de ICT bilateral [16].

Se procede ahora a calcular el número de UM (tiempo de irradiación para cada disparo) requerido para realizar el tratamiento, en cualquier punto siendo el mismo se use o no protección de pulmón [2, 3, 16].

2.6.3. Cálculo del número de Unidades Monitor (UM)

Según la Figura 2.10, la DFS = 300 cm y el punto de prescripción se encuentra a DFS + d/2 = 315 cm. Se tiene para esto el valor de dosis en la entrada del paciente $D_e = 170,92 \text{ cGy}$, usada como referencia para evaluar el número de UM, requerido para el tratamiento (Ver Apéndice A) [9, 16]:

$$UM = \frac{D_{ref}}{\dot{D}(\text{cGy}/UM)_{ref} \times RTM \times ICD} \quad (2.39)$$

$$UM = \frac{170,92 \text{ cGy}}{0,5 \text{ cGy}/UM \times RTM(15 \text{ cm}) \times \left(\frac{300 \text{ cm}}{315 \text{ cm}} \right)^2} \quad (2.40)$$

$$UM = 520 \quad (2.41)$$

2.6.4. Protección efectiva de pulmón

Debido a razones radiobiológicas¹[7, 8] el pulmón es considerado como órgano crítico y debe ser protegido de la dosis prescrita en plano medio a nivel local. Se opta por el fraccionamiento² de la dosis en el volumen destino como primera alternativa y posteriormente se diseña una protección cuyo espesor es calculado necesariamente [1, 2, 3].

Bajo estas condiciones, la reducción en el número de fotones (dN) es proporcional al número de fotones incidentes (N) y del espesor del material atenuador (dx), Matemáticamente,

$$dN = -\mu N dx \quad (2.42)$$

Donde μ es la constante de proporcionalidad, llamado *coeficiente de atenuación lineal* (cm^{-1}). El signo menos indica que el número de fotones decrece a medida que el espesor del material atenuador incrementa. La Ec. 2.42 también puede ser escrita en términos de intensidad (I):

$$dI = -\mu I dx \quad (2.43)$$

Finalmente

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (2.44)$$

Donde $I(x)$ es la intensidad transmitida por un espesor x y I_0 es la intensidad incidente en el material atenuador.

■ *Cálculo del espesor de plomo usado como protección*

Se realiza una comparación entre dos materiales usados como protección, el plomo y el cerrobend (Figura 2.14). El espesor de cerrobend ($e_c = 3\text{ cm}$) es usado para atenuar en un 22.23 % un haz de 18 MV. En este trabajo se desea atenuar un haz de 6 MeV en un porcentaje similar, utilizando un espesor de plomo desconocido e_p [1, 11].

La Ec. 2.45 representa el porcentaje de atenuación parcial de un haz de 18 MV, en función del espesor de cerrobend (e_c) y el coeficiente de atenuación lineal (μ_c):

¹El pulmón al igual que muchos órganos debe ser protegido, debido a que es considerado como órgano radiosensible. Este efecto produce en el pulmón diferentes grados de alteraciones morfológicas o funcionales.

²Después del fraccionamiento, la mayoría de las complicaciones conocidas debido a la radioterapia de fracción única, no se producen, o se producen después pero con menor frecuencia y gravedad. Los pulmones son también parte del volumen destino. Así, la optimización de la eficiencia del tratamiento y la prevención de las complicaciones son fuertemente acoplados por tanto requieren de una prescripción de dosis para ambos [8].

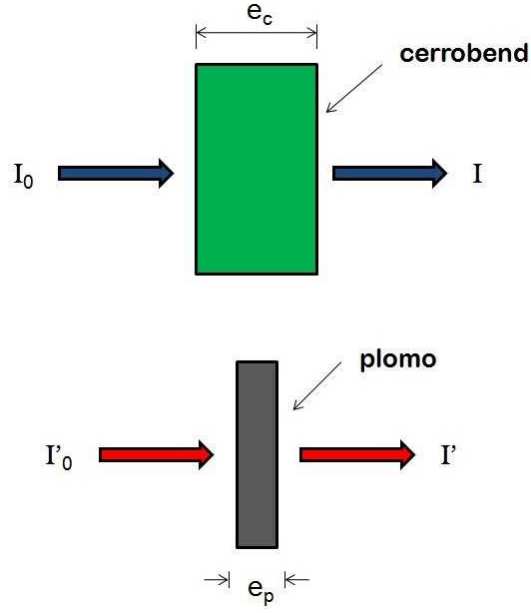


Figura 2.14: Comparación entre dos tipos de materiales cerrobend y plomo de distintos espesores, utilizados como protección.

$$I = I_0 e^{-\mu_c e_c} \quad (2.45)$$

$$\frac{I}{I_0} = e^{-\mu_c e_c} \quad (2.46)$$

La Ec. 2.47 representa el porcentaje de atenuación parcial de un haz de 6 MV, en función del espesor de plomo (e_p) y el coeficiente de atenuación lineal (μ_p) [11]:

$$I' = I'_0 e^{-\mu_p e_p} \quad (2.47)$$

$$\frac{I'}{I'_0} = e^{-\mu_p e_p} \quad (2.48)$$

Como se aplica el mismo criterio de atenuación para ambos casos, la transmisión parcial que se desee conseguir es la misma, igualando ambas (Ecs. 2.45 y 2.47) se obtiene:

$$e^{-\mu_c e_c} = e^{-\mu_p e_p} \quad (2.49)$$

$$\left(\frac{\rho_c}{\rho_p}\right) \mu_c e_c = \left(\frac{\rho_p}{\rho_p}\right) \mu_p e_p \quad (2.50)$$

Luego:

$$\left(\frac{\mu_c}{\rho_c}\right) \rho_c e_c = \left(\frac{\mu_p}{\rho_p}\right) \rho_p e_p \quad (2.51)$$

Finalmente se conoce el valor de e_p de la siguiente manera:

$$e_p = \left(\frac{\rho_c}{\rho_p}\right) \frac{(\mu_c/\rho_c)}{(\mu_p/\rho_p)} e_c \quad (2.52)$$

2.6.5. Cálculo de dosis a lo largo del eje central del haz bajo transmisión parcial del haz

Al igual que el caso anterior se realizará el cálculo respectivo de la dosis total absorbida en cada pulmón D'_{P_1} y D'_{P_2} por la contribución de ambos campos y las dosis en la entrada D'_e y salida D'_s , para una dosis total prescrita en línea media $D'_M = 1050$ cGy con protección de pulmón, el cual por hiperfraccionamiento se entregará al paciente en 6 fracciones de 175 cGy, como se trata de una ICT bilateral cada campo entrega 87.5 cGy [1, 11].

Para esto se utiliza el mismo diagrama mostrado en la Figura 2.13, así como los mismos parámetros de tratamiento mencionados en la *Sección 2.6.1*, de esta manera se muestran los cálculos respectivos para cada caso mencionado anteriormente (Ver Apéndice A) [1, 2, 12]:

- Contribución de dosis del campo lateral C_1 (Figura 2.13):

$$D'_{P_1-C_1} = \frac{D'_M}{RTM(15\text{ cm})} \left(\frac{315\text{ cm}}{310\text{ cm}}\right)^2 RTM(10\text{ cm}) \quad (2.53)$$

$$D'_{P_1-C_1} = \frac{87,5\text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{310}\right)^2 0,837 = 104,21\text{ cGy} \quad (2.54)$$

- Contribución de dosis del campo lateral C_2 (Figura 2.13):

$$D'_{P_1-C_2} = \frac{D'_M}{RTM(15\text{ cm})} \left(\frac{315\text{ cm}}{320\text{ cm}}\right)^2 RTM(20\text{ cm}) \quad (2.55)$$

$$D'_{P_1-C_2} = \frac{87,5\text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{320}\right)^2 0,620 = 72,41\text{ cGy} \quad (2.56)$$

La dosis total D'_{P_1} en P_1 debido a la contribución de ambos campos LD y LI es:

$$D'_{P_1} = D'_{P_1-C_1} + D'_{P_1-C_2} = 176,62 \text{ cGy} \quad (2.57)$$

Como ambos pulmones están ubicados simétricamente, la distancia desde el centro del volúmen al centro de cada pulmón es la misma cuando el paciente cambia de posición supina a prona (Figura 2.11), entonces se obtiene de la misma forma el valor de D'_{P_2} :

$$D'_{P_2} = D'_{P_2-C_1} + D'_{P_2-C_2} = 176,62 \text{ cGy} \quad (2.58)$$

Este resultado presenta una desviación de + 0.93 % con respecto al valor de la dosis prescrita en plano medio y en condiciones de ICT bilateral, bajo transmisión parcial [3].

Ahora se calculará la dosis en la entrada y salida, también debido a la contribución de ambos campos cuando el paciente invierte su posición durante el tratamiento.

- Dosis en la entrada lateral derecha (LD) o lateral izquierda (LI):

$$D'_e = \frac{D'_M}{RTM(15 \text{ cm})} \left(\frac{315 \text{ cm}}{300 \text{ cm}} \right)^2 \quad (2.59)$$

$$D'_e = \frac{87,5 \text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{300} \right)^2 = 132,94 \text{ cGy} \quad (2.60)$$

- Dosis en la salida lateral derecha (LD) o lateral izquierda (LI):

$$D'_s = \frac{D'_M}{RTM(15 \text{ cm})} \left(\frac{315 \text{ cm}}{330 \text{ cm}} \right)^2 RTM(30 \text{ cm}) \quad (2.61)$$

$$D'_s = \frac{87,5 \text{ cGy}}{0,726} \left(\frac{315}{330} \right)^2 0,441 = 48,42 \text{ cGy} \quad (2.62)$$

Por tanto la dosis total en la entrada D'_e y en la salida D'_s , va a ser la misma y a la vez la suma de ambas debido a que el paciente cambia de posición pero las condiciones de tratamiento son las mismas entonces:

$$D'_e = D'_s = 181,36 \text{ cGy} \quad (2.63)$$

Este resultado presenta una desviación de + 3.63 % con respecto al valor de la dosis prescrita en plano medio y en condiciones de ICT bilateral, bajo transmisión parcial [3].

Capítulo 3

Parte Experimental

3.1. Equipos y Materiales

3.1.1. Instrumentos de Medición

▪ *Detectores OSL Nanodot*

Los detectores nanodot que fueron caracterizados empleando haces de energía de 6 MV, ya pueden ser aceptados como "Dosímetros OSL", siendo empleados para la medición de dosis absorbida en pacientes durante el proceso radioterapéutico (Figura 3.1). Su uso es ideal en dosimetría *in vivo* durante ICT por sus ventajas con respecto al tamaño físico pequeño, versatilidad, equivalencia con el tejido, alta sensibilidad, amplio rango dosimétrico, ser reutilizable y de medición directa [18] (Ver Apéndice C). Sus características más relevantes son mostradas en el Cuadro 3.1:

Cuadro 3.1: Especificaciones técnicas de los Detectores Nanodot OSL [18].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	Landauer INC
Material	$Al_2O_3 : C$
Dimensiones (mm^3)	$(7 \times 7 \times 1,5)$
Diámetro del cristal (mm)	3.5
Densidad (g/cm^3)	3.97
Número atómico efectivo	10.2

Luego de ser irradiados, estos detectores son leídos por el sistema de lectura Microstar (Figura 3.2), el cual está calibrado en unidades de $mr\text{ad}$ ¹; y viene conectado a un sistema informático que incluye el software de adquisición de datos [19, 20].



Figura 3.1: Detectores Nanodot OSL ($\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$) Landauer INC.



Figura 3.2: Lector MicroStar Landauer INC.

■ *Cámara de ionización cilíndrica*

La cámara de ionización (C.I) mostrada en la Figura 3.3 debe ser previamente calibrada en agua con haces de ^{60}Co , con la ayuda de los parámetros correspondientes, usados en dosimetría absoluta [21]. El uso de este instrumento de medición permite calcular la dosis absorbida en plano medio, a manera de verificar la lectura tomada por los dosímetros OSL. En el Cuadro 3.2 se muestran sus principales características (Ver Apéndice B) [21].

¹Rad; unidad de Dosis Absorbida (antigua), ($1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$) [9].

Cuadro 3.2: Especificaciones técnicas de la C.I [21].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	PTW-Freiburg
Modelo	TW-31010
Serie	2167
Volumen efectivo (cm^3)	6
Voltaje de trabajo (V)	+400
Eficiencia de colección de iones(%)	100
Factor de calibración $N_{DW}(Gy/C)$	$2,935 \times 10^8$
Calidad de la radiación de referencia	^{60}Co
Tamaño de campo	$10 \times 10 cm^2$
Fecha de calibración	08/06/2007
Electrómetro utilizado	Standard Imaging
Ubicación	INEN



Figura 3.3: Cámara de ionización cilíndrica PTW-Freiburg TW-31010 [21].

■ **Electrómetro**

Los electrómetros son dispositivos que miden pequeñas corrientes, del orden de 10^{-9} A o menos (Figura 3.4). La retroalimentación negativa y el uso de un amplificador operacional con una resistencia o un condensador estándar permiten la medición de la corriente o la carga colectada inducida por la acción del haz de radiación en la cámara de ionización, durante un intervalo de tiempo fijo [21, 22].

La fuente de alimentación de la C.I y de los circuitos del electrómetro pueden ser independientes o pueden formar parte del electrómetro. En cualquier caso es importante considerar que la magnitud y polaridad de la tensión producida por la fuente de ali-

mentación puede ser cambiada, de modo que la eficiencia de colección de iones de la C.I, podrá determinarse para un haz de radiación en particular. En el Cuadro 3.3 se mencionan algunas características del electrómetro empleado [22].

Cuadro 3.3: Especificaciones técnicas del Electrómetro [22].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Fabricante	Standard Imaging
Modelo	MAX-4000
Serie	E001991
Voltaje de trabajo (V)	$\pm 100 - \pm 300$
Fuente de alimentación (V)	15 DC
Frecuencia de alimentación (Hz)	50 - 60
Tiempo de colección (s)	0 - 999



Figura 3.4: Electrómetro Standard Imaging MAX-4000 [21].

3.1.2. Objetos simuladores

■ Láminas de acrílico

Para construir un fantoma homogéneo que simule la región del tórax, se utiliza láminas de acrílico de dimensiones $30 \times 40 \text{ cm}^2$ y diferentes espesores (Figura 3.5). La densidad de estas láminas es de aproximadamente $\rho = 1,19 \text{ g/cm}^3$. Gracias a este diseño se puede obtener una distribución uniforme de la dispersión del haz de radiación, los dosímetros OSL se posicionan siempre en la superficie y la C.I dentro de un agujero elaborado especialmente para evitar algún daño [22].



Figura 3.5: Láminas de acrílico que conforman un simulador geométrico (fantoma homogéneo).

■ *Lámina de apantallamiento o build-up*

Diseñado y construido en acrílico de espesor $e = 1.5$ cm, necesario para conseguir el equilibrio electrónico. Esta lámina fue colocada a la salida del colimador. Para casos en que se realice tratamiento de pacientes es necesario colocar una lámina de las mismas características muy próxima al paciente, tal que la dosis requerida en la entrada del este sea máxima.

■ *Discos de plomo*

Los discos de plomo son empleados para atenuar el haz de radiación hasta en un 20 % [3]. Estos son fijados a una lámina delgada colocada a la salida del colimador. En la Figura 3.6 se muestran dos discos de plomo (diámetros 2.5 cm y 3 cm de espesores 4 mm y 2 mm respectivamente)¹, utilizados durante la experiencia, para evaluar finalmente cual es el espesor adecuado para lograr este porcentaje de atenuación.



Figura 3.6: Discos de plomo utilizados como protección para atenuar el haz incidente sobre el fantoma homogéneo.

¹El tamaño de diámetro (13.16 cm) proyectado sobre el fantoma (Figura 3.11) cubre necesariamente el área donde están ubicados los dosímetros y la C.I, esto se rige según la Ec. A.6 [3].

3.1.3. Fuente de radiación

La energía de 6 MeV necesaria para el proceso de ICT, así como para la evaluación de la calidad del haz y caracterización de los detectores OSL, proviene del Acelerador Lineal Mid Mevatron (Figura 3.7); en el Cuadro 3.4 se mencionan algunas características importantes de este equipo [9, 22]:

Cuadro 3.4: Especificaciones técnicas del Acelerador Lineal [22].

Especificación/Parámetro	Característica/Valor
Tipo	LINAC
Fabricante	Siemens Medical
Modelo	Mevatron Mid Energy
Serie	3381.514
Calidad de haz: Fotones (MV)	6
Calidad de haz: Electrones (MeV)	5, 7, 8, 10, 12, 14
Tasa de dosis (cGy/UM)	50, 250
Tamaño de Campo ($cm \times cm$)	0 \times 0 - 40 \times 40
DFS mínima (cm)	100
Factor de rendimiento $\dot{D}(cGy/UM)_{ref}$	0.5
Año de instalación	Marzo 2001
Ubicación	INEN



Figura 3.7: Acelerador Lineal Siemens Medical Mevatron Mid Energy.

3.2. Estudio del algoritmo de cálculo de dosis en plano medio ($D_{d/2}$ y $D'_{d/2}$)

Una vez obtenido los valores de dosis de entrada y salida (D_e , D_s o D'_e , D'_s)¹, se puede estimar la dosis entregada a un punto situado en el volumen objetivo. Para el tratamiento de ICT, se elige un punto en el plano medio a lo largo del eje central del haz, como el punto en el cual la dosis es prescrita. La dosis en plano medio ($D_{d/2}$ y $D'_{d/2}$) se calcula tomando la media aritmética de la dosis de entrada y salida corregida por un factor de corrección (FC), ya que la variación de la dosis con la profundidad no es lineal sino exponencial (Fig. B.2) [1].

La proporción de la dosis medida por los dosímetros en la entrada y salida se toma como $PDP(d-d_m)$ y pueden ser vistas en las curvas de Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDP).

Por lo tanto, la dosis en plano medio ($D_{d/2}$) puede ser expresada para cada tratamiento con haz de radiación como:

$$D_{d/2} = \frac{D_e + D_s}{2} \times FC \quad (3.1)$$

El FC viene dado por la expresión:

$$FC = \frac{PDP(d/2)}{\frac{PDP(d_m) + PDP(d-d_m)}{2}} \quad (3.2)$$

Donde PDP corresponde al porcentaje de dosis en profundidad medida en condiciones de ICT usando la C.I. Por definición $PDP(d_m) = 100$, d es el espesor del paciente y $d/2$ es el espesor medio [1, 3, 9].

La conversión de dosis en plano medio a dosis en cualquier otro punto a lo largo del eje central, se realiza aplicando la siguiente expresión:

$$D_z = \frac{D_{d/2}}{PDP(d/2)} \times PDP(z) \quad (3.3)$$

donde $D_{d/2}$ está dado por la Ec 3.1 [1].

Se puede calcular además los valores de dosis de entrada y salida teóricos, conociendo el valor de dosis en plano medio y valores de PDP, aplicando las ecuaciones mostradas a continuación [1]:

¹ D'_e , D'_s y $D'_{d/2}$ son los valores de dosis medidos detrás de la protección plomada, bajo las mismas condiciones dosimétricas

$$D_e = \frac{D_{d/2}}{PDP(d/2)} \times PDP(d_m) \quad (3.4)$$

$$D_s = \frac{D_{d/2}}{PDP(d/2)} \times PDP(d - d_m) \quad (3.5)$$

El desarrollo del método de cálculo consta de dos partes bien diferenciadas, la primera es la evaluación de la calidad del haz, evaluación del espesor usado como protección y obtención de valores de dosis a lo largo del eje central del haz (Figura 3.8). El arreglo experimental en ambos casos consta de un conjunto de láminas de acrílico (fantoma homogéneo), un equipo de tratamiento (Acelerador Lineal), C.I y dosímetros OSL (Figura 3.9). El procedimiento y los parámetros de tratamiento empleados cuando existe o no transmisión parcial se especifican con más detalle a continuación:

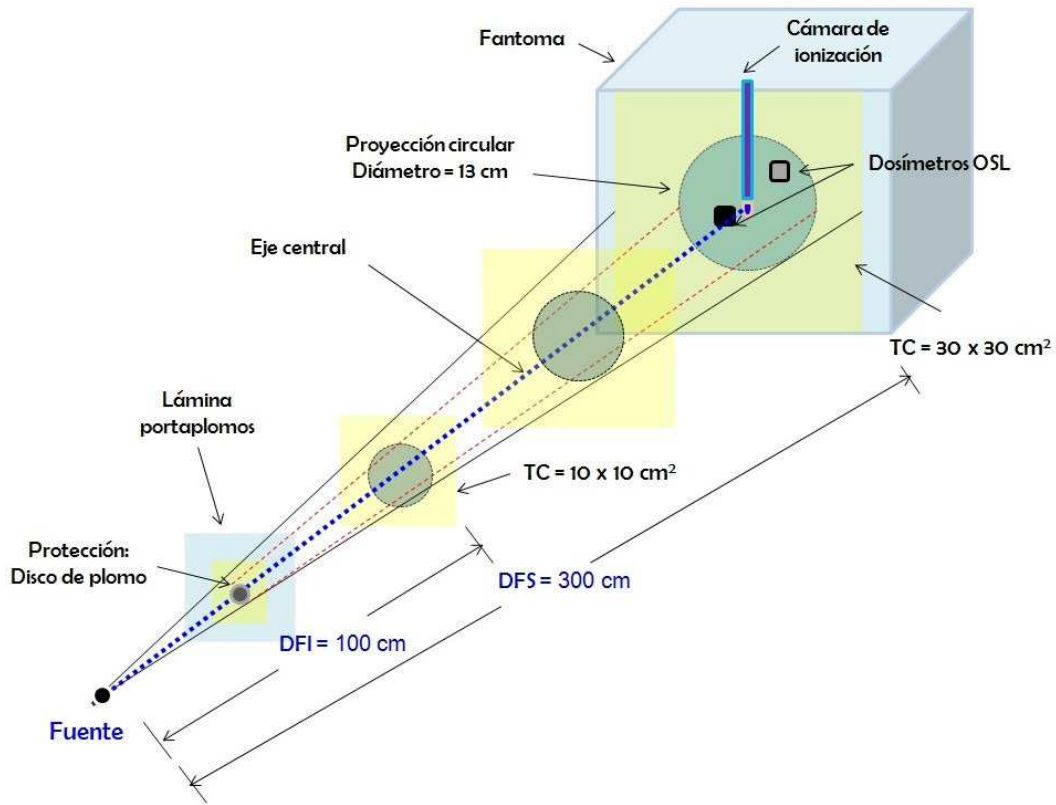


Figura 3.8: Esquema del tamaño de campo cuadrado y circular proyectado sobre el fantoma homogéneo.



Figura 3.9: Arreglo experimental utilizado para obtener las curvas de PDP y valores de dosis a lo largo del eje central del haz.

3.2.1. Evaluación de la calidad del haz

Para la evaluación de la calidad del haz es necesario analizar el comportamiento de la curva "PDP vs d " mostrado en la Figura B.2 (Ver Apéndice B). El PDP deriva generalmente de la relación entre la lectura para una profundidad donde la dosis es máxima d_m de dosis y la lectura en cualquiera de las profundidades d (Ec. A.9), medida por la C.I en nC (Ver Apéndice A) [3, 17].

Esto se realiza previo al tratamiento en fantasmas de agua o acrílico a lo largo del eje central del haz y relaciona además la dosis y tasa de dosis en algún punto de referencia, así como el tipo de energía usado para el tratamiento [9].

Por tanto la producción base para una máquina de radioterapia (acelerador lineal) es usualmente expresado como la tasa de dosis para un punto P a una profundidad o espesor de referencia (a menudo se le conoce como la dosis máxima en profundidad d_m) [9, 17].

Para llevar a cabo este procedimiento, la C.I debe ser colocada en el centro geométrico del fantoma detrás de un espesor mínimo y coincidir con el eje central del haz (Figura 3.10), tal que después de cada irradiación se agregue un espesor determinado delante de la C.I, manteniendo siempre un tamaño de campo (TC)¹ y una DFS fijos (Figura 3.9); siguiendo además las condiciones y parámetros indicados en el Cuadro 3.5 [1, 9, 21].

¹El tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ es elegido a una DFI = 100 cm, para ser proyectado a una DFS = 300 cm con $30 \times 30 \text{ cm}^2$, esto se rige según la Ec. A.5 (Ver Apéndice A) [9].

Cuadro 3.5: Condiciones y parámetros de irradiación usados durante la evaluación de la calidad del haz de 6 MV.

Parámetro	Valor
Posición del gantry ($^{\circ}$)	270
DFS (cm)	300
Espesor inicial (cm)	0.08
Espesor final (cm)	19.25
Tamaño de campo (cm^2)	10×10
Tiempo (UM)	100

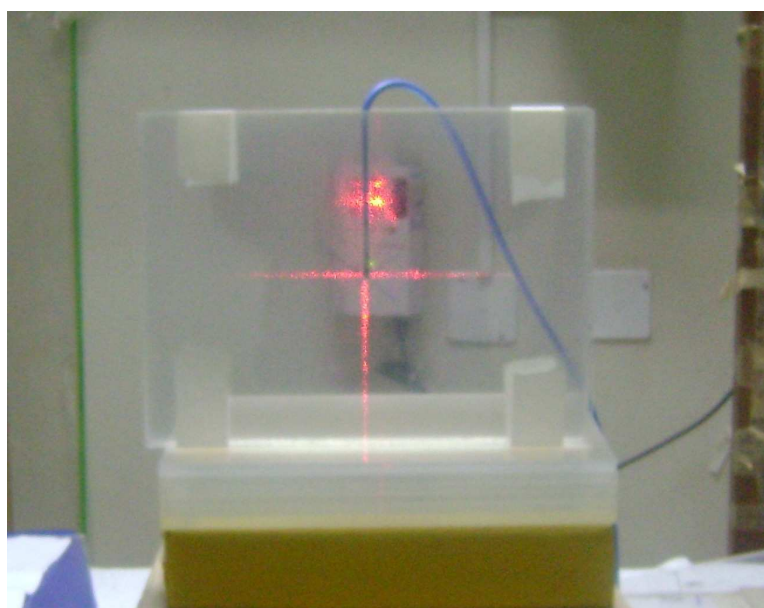


Figura 3.10: Coincidencia del centro de la C.I con el eje central del haz y el centro geométrico del fantoma.

3.2.2. Evaluación del espesor de plomo requerido como protección

Para determinar el espesor de plomo necesario para atenuar parcialmente el haz de radiación, hasta en un 20 % [3]; se requiere de una C.I ubicada a una DFS fija y de pequeños discos de plomo de diferentes espesores, que van a ser ubicados a la salida del colimador. Para este caso se requiere que delante de la cámara se coloque un espesor mínimo de acrílico tal como se muestra en la Figura 3.11. Se realizará este procedimiento las veces que sea necesario hasta obtener el porcentaje de atenuación requerido, relacionado a las lecturas (nC) de la C.I, siguiendo los parámetros indicados en el Cuadro 3.6 [1, 11].

Cuadro 3.6: Condiciones y parámetros de irradiación usados para determinar el espesor de plomo requerido para la atenuación.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Posición del gantry ($^{\circ}$)	270
DFS (cm)	300
Espesor mínimo (cm)	0.08
Tamaño de campo (cm^2)	10×10
Tiempo (UM)	100



Figura 3.11: Arreglo experimental utilizado para evaluar el espesor de plomo requerido como protección.

3.2.3. Evaluación de la calidad del haz bajo transmisión parcial

Para este caso se analiza la curva "PDP' vs d", esta vez bajo atenuación parcial del haz. Para este caso se utiliza el mismo sistema experimental (Figura 3.9), sólo existe una variación en cuanto a la distribución de espesores delante de la C.I. A continuación se indican los parámetros que se deben seguir (Cuadro 3.7) [1, 9, 17]:

Cuadro 3.7: Condiciones y parámetros de irradiación usados durante la evaluación de la calidad del haz a 6 MV bajo transmisión parcial.

Parámetro	Valor
Posición del gantry ($^{\circ}$)	270
DFS (cm)	300
Espesor inicial (cm)	0.08
Espesor final (cm)	19.30
Espesor de plomo (mm)	4
Tamaño de campo (cm^2)	10×10
Tiempo (UM)	100

3.2.4. Obtención de valores de dosis a lo largo del eje central (D_e , D'_e , D_s y D'_s)

Una vez evaluada la calidad del haz se procede a obtener valores de dosis en la entrada, salida y plano medio en condiciones de ICT, para ambos casos. El sistema experimental consiste en la ubicación de la C.I en el centro del fantoma y los dosímetros OSL en la superficie de entrada y salida (Figura 3.9), separados inicialmente por un espesor mínimo. Luego de cada irradiación se van agregando iguales espesores a ambos lados y los dosímetros OSL son cambiados continuamente.

Se tiene en cuenta además que a la salida del colimador se colocó una lámina de apantallamiento de 1.5 cm para eliminar la región de acumulación o *buid-up*, permitiéndolo que la dosis recibida por el dosímetro de la entrada sea máxima salvo algunas correcciones consideradas posteriormente en los cálculos debido a que era necesario colocar la lámina más próxima al fantoma como sea haría en un caso real con pacientes.

Cuando se necesitó medir los valores de dosis bajo transmisión parcial se realizó el mismo procedimiento pero se colocó el espesor de plomo ya calculado anteriormente unida a la lámina de apantallamiento, todo este procedimiento se realizó siguiendo los parámetros especificados en el Cuadro 3.8 [1]:

Cuadro 3.8: Condiciones y parámetros de irradiación usados durante una dosimetría *in vivo* sobre un fantoma homogéneo para determinar las lecturas de los dosímetros OSL.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Posición del gantry ($^{\circ}$)	270
DFS (cm)	300
Espesor inicial (cm)	6.70
Espesor final (cm)	22.80
Tamaño de campo (cm^2)	10×10
Tiempo (UM)	100
Espesor de plomo (mm)	4
Lámina de apantallamiento (cm)	1.5
Temperatura ($^{\circ}C$)	27.20
Presión (kPa)	99.77

3.2.5. Método para obtener valores de dosis por medio de los detectores OSL

Luego que los detectores nanodot han sido previamente caracterizados e irradiados siguiendo las condiciones indicadas en el Cuadro 3.8, son leídos y esta lectura es corregida por algunos factores de calibración mostrados en el Cuadro 3.9, ya que las condiciones de tratamiento no son las mismas que las condiciones de caracterización con respecto a los parámetros utilizados en ambos casos, tales como la DFS, tamaño de campo, tasa de dosis, número de unidades monitor y posición del gantry (Ver Apéndice C)[1, 18, 19].

Los dosímetros se calibran comparando su respuesta con la dosis determinada con la C.I situada en el centro del campo y a la profundidad del máximo de dosis. El factor de calibración se obtiene aplicando la Ec. 3.7 [20]:

$$F_{cal} = \frac{D_{ci}}{L_{nanodot}} \quad (3.6)$$

Donde D_{ci} es la dosis determinada por la C.I y $L_{nanodot}$ es la lectura del detector nanodot [20].

Puesto que la sensibilidad de los detectores depende de la tasa de dosis, de la energía y de la temperatura, cuando las condiciones de medida difieran de las condiciones de caracterización se deberán aplicar factores de corrección para obtener la dosis a partir de la lectura del detector. Así, se deberán determinar los factores de corrección por uso (F_{uso}), por tasa de dosis (F_{tasa}), por distancia (F_{dis}), por energía (F_{ene}), por ángulo de incidencia con respecto al eje central del (F_{ang}) y debido al uso del lector MicroStar ($F_{\mu Star}$) [20]. Por tanto la dosis medida por el detector vendrá dada, por la siguiente expresión (Ec. 3.7):

$$D = L \cdot F_{cal} \cdot \Pi F_i \quad (3.7)$$

donde L es la lectura del dosímetro OSL, F_{cal} es su factor de calibración y ΠF_i es el producto de todos los factores de corrección [19, 20].

Cuadro 3.9: Factores de corrección y calibración utilizados para el cálculo de dosis (cGy) en la entrada y salida [20].

Parámetro	Valor
F_{dis}	1.0
F_{uso}	1.01
F_{tasa}	1.02
F_{ang}	1.02
F_{ene}	1.02
F_{cal}	1.725
$F_{\mu Star}$	3.04

3.2.6. Cálculo de $D_{1/2}$ experimental según el protocolo $N^\circ 398$

Es importante tener en cuenta en primer lugar las lecturas de la C.I, cuando es irradiada junto a los dosímetros siguiendo los parámetros indicados en el Cuadro 3.10, posteriormente se aplican una serie de parámetros para determinar valores de dosis:

Cuadro 3.10: Condiciones y parámetros de irradiación usados durante dosimetría *in vivo* aplicada a un fantoma homogéneo para determinar $D_{1/2}$ experimental a partir de las lecturas de la C.I

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Posición del gantry ($^\circ$)	270
DFS (cm)	300
Espesor inicial (cm)	6.70
Espesor final (cm)	22.80
Tamaño de campo (cm^2)	10×10
Tiempo (UM)	100
Espesor de plomo (mm)	4
Temperatura ($^\circ C$)	27.20

Para determinar la dosis en plano medio experimental es necesario contar con las lecturas procedentes de una C.I previamente calibrada, bajo una calidad de referencia Q_o , (Ec. 3.8) [23]:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o} \quad (3.8)$$

donde M_Q [nC] es la lectura de la C.I, que incluye el producto Πk_i de factores de corrección por las magnitudes de influencia, N_{D,w,Q_o} [Gy/nC] es el factor de calibración y k_{Q,Q_o} es el factor de corrección que tiene en cuenta la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Q_o , y la calidad real utilizada para el tratamiento Q (Este valor es cercano a 1) [23], entonces:

$$M_Q = M_{Q'} \Pi k_i \quad (3.9)$$

■ *Corrección por magnitudes de influencia*

El factor de calibración de una C.I es válido sólo para las condiciones de referencia que se aplican en la calibración. Cualquier desviación de las condiciones de referencia debería corregirse utilizando los factores adecuados. En lo que sigue analizará aquellos factores de corrección, representados en el producto Πk_i [9, 23].

● **Presión, temperatura y humedad (k_{PT})**

Como la C.I utilizada ha sido abierta al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Para esto deberá aplicarse el factor de corrección k_{PT} para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia, tal como se especifica en la Ec. 3.10 [9, 23]:

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_o)} \cdot \frac{P_o}{P} \quad (3.10)$$

Donde P y T son la presión del aire de la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante la medida, y P_o y T_o son los valores de referencia (generalmente 101,3 kPa y 20 °C). La temperatura del aire en la cavidad de la C.I se tomará como la existente en el fantoma [23].

● **Calibración del electrómetro (k_{elec})**

Si la cámara de ionización y el electrómetro se calibran conjuntamente, entonces el factor de calibración combinado, N_{D,w,Q_o} , se dará normalmente en unidades de Gy/div o Gy/nC (dependiendo de la lectura del electrómetro) y no se requerirá un factor de calibración k_{elec} separado para el electrómetro. En este caso, el valor de k_{elec} es igual a uno (adimensional) [23].

• **Efecto de polaridad (k_{pol})**

Cuando una cámara se utiliza en un haz que produce un efecto de polarización no despreciable, la lectura real se toma como el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades. Para el uso rutinario de una determinada cámara de ionización, normalmente se adoptan una tensión de colección y una polaridad determinadas. Sin embargo, mediante el uso de un factor de corrección se puede tener en cuenta el efecto de utilizar tensiones de colección de polaridad opuesta en la lectura de la cámara para cada calidad Q de haz del usuario [23].

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (3.11)$$

donde M_+ y M_- son las lecturas del electrómetro obtenidas con polaridad positiva y negativa respectivamente, y M es la lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa) [23].

• **Recombinación de iones (k_s)**

La colección incompleta de cargas en la cavidad de una cámara de ionización debida a la recombinación de iones requiere el uso de un factor de corrección, k_s . Tienen lugar dos efectos independientes: (i) la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, que se conoce como recombinación general (o volumétrica), que depende de la densidad de las partículas ionizantes y por consiguiente de la tasa de dosis; y (ii) la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partícula ionizante, conocida como recombinación inicial, que es independiente de la tasa de dosis. Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión de colección aplicada [23].

$$k_s = \frac{(V_1/V_2)^2 - 1}{(V_1/V_2)^2 - (M_1/M_2)} \quad (3.12)$$

donde M_1 y M_2 son los valores medidos de las cargas colectadas, con las tensiones V_1 y V_2 respectivamente, los cuales son medidas en las mismas condiciones de irradiación [23].

• **Uso de fantoma de acrílico (k_f)**

Cuando se trabaja con un material diferente al agua como el acrílico, es necesario relacionar el coeficiente de absorción masa-energía del agua $(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{air}^{med} = 1,111$ utilizado como referencia en sistemas de calibración y dosimetría de fotones (Haz de fotones de 6 MV, Energía efectiva ≈ 2 MeV), con el coeficiente $(\frac{\mu_{en}}{\rho})_{air}^{med} = 1,078$ del acrílico. La razón de ambos

se expresaría como el Factor de Corrección del acrílico $k_f = 1,031$ el cual debe ser incluido necesariamente en el producto de factores de corrección, para determinar valores de dosis (Apéndice A-7, F. Khan) [11].

Por tanto para finalizar con el cálculo de dosis a partir de la lectura C.I, se aplican los siguientes factores de corrección:

Cuadro 3.11: Factores de corrección y calibración utilizados para el cálculo de dosis (cGy) en plano medio [20].

Parámetro	Valor
k_{PT}	1.040
k_{elec}	1
k_{pol}	0.996
k_s	1.004
k_f	1.031

3.3. Resultados Experimentales

3.3.1. Valores de PDP

Los resultados mostrados en el Cuadro 3.12 son registrados por la C.I a distintas profundidades, esto permite elaborar la curva "PDP vs dz a la vez evaluar la calidad del haz por medio de la gráfica mostrada en la Figura 3.11.

Cuadro 3.12: Valores de PDP para distintos espesores.

N^o	d (cm)	M (nC)	PDP (%)
1	0.08	0.28	77.78
2	0.63	0.34	94.44
3	1.13	0.36	100
4	1.57	0.36	100
5	2.01	0.35	97.22
6	2.47	0.34	94.44
7	3.47	0.34	94.44
8	4.37	0.33	91.67
9	5.37	0.32	88.89
10	6.34	0.31	86.11
11	7.28	0.30	83.33
12	8.19	0.29	80.56
13	9.09	0.28	77.78
14	11.02	0.26	72.22
15	12.90	0.24	66.67
16	14.87	0.22	61.10
17	17.19	0.20	55.60
18	19.25	0.19	52.80

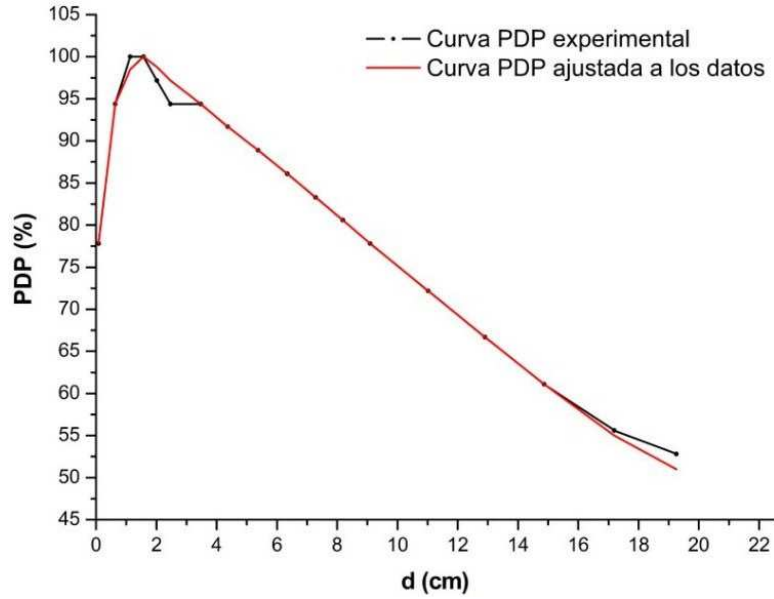


Figura 3.12: Curva de PDP en un fantoma homogéneo a lo largo del eje central, con un TC = $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a una DFS = 300 cm, para un haz de fotones de energía 6 MV.

3.3.2. Valores de dosis obtenidos sin protección

En el Cuadro 3.13 se muestran los valores de dosis (cGy) obtenidos de las lecturas correspondientes a los dosímetros OSL y los valores de dosis (cGy) tomados por la C.I ubicada siempre en plano medio ($d/2$).

Los valores de dosis D_e y D_s son lecturas directas, salvo algunos factores de corrección y calibración que deben aplicarse con respecto a la situación de referencia (Ec. 3.7) [1]. El valor de dosis experimental $D_{d/2}$ se obtiene de la lectura de la C.I en nC que es convertida a valores de dosis aplicando el Protocolo N° 398 de la OIEA,2005 (Ec 3.8) [23].

Cuadro 3.13: Valores de dosis registrados por los dosímetros OSL y la C.I *in vivo*.

N°	Espesor del fantoma		Dosímetros OSL		C.I	
	d (cm)	d/2 (cm)	D_e (cGy)	D_s (cGy)	M (nC)	$D_{d/2}$ (cGy)
1	6.70	3.35	10.20	9.14	0.33	10.08
2	8.50	4.25	10.37	8.73	0.32	9.77
3	10.37	5.185	10.45	8.22	0.32	9.77
4	12.31	6.155	10.72	7.83	0.31	9.46
5	16.24	8.12	11.13	6.85	0.30	9.16
6	20.02	10.01	11.06	5.82	0.28	8.55
7	22.80	11.40	10.69	5.11	0.26	7.94

3.3.3. Porcentaje de atenuación parcial del haz de radiación

En el Cuadro 3.14 se muestran los porcentajes de atenuación correspondientes, según los espesores de plomo evaluados con respecto a la primera lectura en la que la C.I es irradiada sin ninguna protección.

Cuadro 3.14: Evaluación del espesor de plomo requerido para atenuar el haz parcialmente.

N^o	e (mm)	M (nC)	Atenuación (%)
1	0	0.22	0
2	2	0.19	13.64
3	4	0.17	22.72

3.3.4. Valores de PDP'

Los resultados mostrados en el Cuadro 3.15 son registrados por la C.I a distintas profundidades y bajo transmisión parcial, esto permite elaborar la curva "PDP' vs d" por medio de la gráfica mostrada en la Figura 3.12 y a la vez evaluar la calidad del haz.

Cuadro 3.15: Valores de PDP para distintos espesores bajo una transmisión parcial del haz.

N^o	d (cm)	M (nC)	PDP' (%)
1	0.08	0.22	95.7
2	1.08	0.23	100
3	1.59	0.23	100
4	2.56	0.22	95.67
5	3.46	0.22	95.67
6	5.27	0.21	91.33
7	7.21	0.20	87.0
8	9.15	0.18	78.33
9	11.17	0.17	73.89
10	12.94	0.16	69.56
11	15.18	0.14	60.89
13	19.30	0.12	52.22

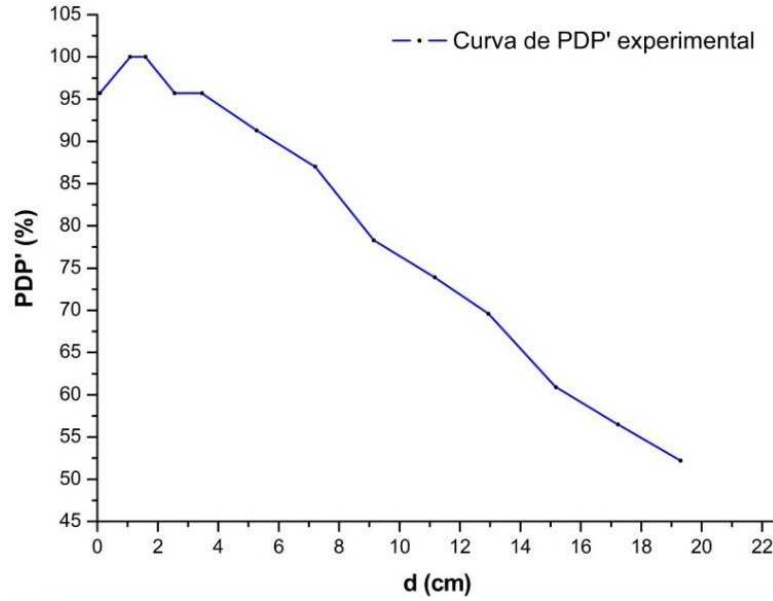


Figura 3.13: Curva de PDP en un fantoma homogéneo a lo largo del eje central, bajo transmisión parcial; con un TC = $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a una DFS = 300 cm, para un haz de fotones de energía 6 MV.

3.3.5. Valores de dosis obtenidos con protección

En el Cuadro 3.16 se muestran los valores de dosis (cGy) obtenidos de las lecturas correspondientes a los dosímetros OSL y los valores de dosis (cGy) tomados por la C.I ubicada siempre en plano medio ($d/2$) [1].

Los valores de dosis D'_e y D'_s son lecturas directas, salvo algunos factores de corrección y calibración que deben aplicarse con respecto a la situación de referencia (Ec. 3.7) [1]. El valor de dosis experimental $D'_{d/2}$ se obtiene de la lectura de la C.I en nC que es convertida a valores de dosis aplicando el Protocolo N° 398 de la OIEA, 2005 (Ec 3.8) [23].

Cuadro 3.16: Valores de dosis registrados por la cámara de ionización y los dosímetros OSL, bajo transmisión parcial del haz.

N°	Espesor del fantoma		Dosímetros OSL		C.I	
	d (cm)	d/2 (cm)	D'_e (cGy)	D'_s (cGy)	M (nC)	$D'_{d/2}$ (cGy)
1	6.70	3.35	8.51	7.67	0.26	7.94
2	8.50	4.25	8.42	7.11	0.26	7.94
3	10.37	5.185	8.21	6.44	0.25	7.63
4	12.31	6.155	8.52	6.25	0.25	7.63
5	16.24	8.12	8.37	5.20	0.24	7.33
6	20.02	10.01	8.51	4.71	0.23	7.02
7	22.80	11.40	8.81	4.37	0.22	6.72

Capítulo 4

Discusiones

1. La dosimetría necesaria para una ICT es difícil de modelar en cuanto a planificación de tratamiento, ya que el cuerpo entero es una geometría irregular y no se encuentran disponibles todos los datos del paciente. Una de las alternativas para contrarrestar este tipo de dificultades es recurrir al uso de la dosimetría *in vivo*, primero como herramienta de la garantía de calidad en tratamientos con radioterapia y segundo para determinar la dosis durante ICT con el uso de algoritmos, detectores y fantomas homogéneos, para ser aplicado posteriormente en casos reales [1].
2. Se sabe que el equipo utilizado emite haces de fotones de 6 MV (Energía nominal), pero según como se muestra en la Figura 2.3 (b) el espectro polienergético está representado por fotones Bremsstrahlung, el cual indicaría que la energía efectiva que reciba el fantoma o el paciente en caso de una aplicación sería de 2.7 MeV aproximadamente [11].
3. En el Capítulo 2 se realizaron los cálculos respectivos en cuanto a planificación de tratamiento, a fin de adaptar la técnica de radioterapia estándar a una técnica de ICT bilateral, para el caso de una región homogénea (tórax) (Figura 2.13). Conociendo el valor de la dosis prescrita en plano medio, se obtuvo una desviación de 0.93 % con respecto a los pulmones, y una desviación de 3.63 % con respecto a las dosis en la entrada y salida, para ambos casos. Los valores de desviación mostrados se deben principalmente a que no se consideraron algunos factores de corrección para este cálculo; por otro lado las distancias entre los pulmones y plano medio así como el diámetro del tórax son valores referenciales [16].
4. Cuando se realizó la evaluación de la calidad del haz aplicando los resultados de PDP mostrados en la Figura 3.11, se observa que la dosis absorbida por el fantoma alcanzó su máximo valor entre las profundidades 1.13 y 1.57 cm, estos valores son aceptables ya que para el caso de un haz de 6 MV, la dosis es máxima a una profundidad de 1.5 cm (Cuadro 2.1). Esta variación se debe a que las condiciones dosimétricas difieren de las de una técnica estándar, en cuanto a las profundidades donde se ubica la C.I, tipo de

fantoma, tamaño de campo y DFS usados en casos de ICT [9].

5. En la Figura 3.11 se muestra también una disminución de la dosis en forma exponencial, a medida que aumenta la profundidad, pero de forma más pronunciada al ser comparada con la curva de PDP (Figura B.2), debido a que en la entrada del fantoma se fija un campo más amplio, por tanto existe mayor número de interacciones que contribuyen a la dosis depositada en el volumen. Entre otros efectos se considera lo que implica un haz divergente a mayores profundidades, la atenuación generada por el fantoma y los espesores asignados entre cada irradiación [9].
6. Para el caso en el que se evaluó la calidad del haz bajo transmisión parcial aplicando los resultados de PDP' mostrados en la Figura 3.12, se observa que entre las profundidades 1.09 y 1.59 cm, la dosis absorbida por el fantoma alcanzó su máximo valor, se asume que este rango es aceptable para el caso de un haz de 6 MV (Cuadro 2.1). Al comparar las gráficas (Figura 3.11 y Figura 3.12) se observa el mismo decaimiento exponencial ya que se siguen los mismos parámetros, salvo algunos puntos que se encuentran más dispersos para ciertos espesores, esto es debido principalmente a que la protección de plomo colocada delante del fantoma, produce mayores efectos de dispersión, por consiguiente esto genera una disminución de la tasa de dosis y un cambio en la calidad del haz de radiación. Otros posibles efectos que podrían también considerarse es la influencia de la divergencia del haz a mayores profundidades, la atenuación generada por el fantoma y los espesores asignados entre cada irradiación [1, 9].
7. La curva de PDP' (Figura 3.12) podría ser utilizada como referencia ante algún caso en el que se evalúe la calidad del haz bajo transmisión parcial [9].
8. En el Cuadro 4.1 se muestra la comparación entre los valores $D_{d/2}$ calculado y el medido por la C.I así como el respectivo porcentaje de desviación. Para realizar esta comparación se tiene en cuenta que el valor experimental es una lectura directa bajo algunos factores de corrección y el valor teórico es obtenido aplicando el algoritmo (Ecs. 3.1 y 3.2). Al comparar entre este valor y el tomado por la C.I, las desviaciones obtenidas alcanzan un máximo de 4.58 %, encontrándose dentro del $\pm 5\%$ establecido [1, 3].

Cuadro 4.1: Comparación entre valores de dosis en plano medio teórico y experimental.

N^o	d (cm)	d/2 (cm)	FC	$D_{d/2(alg)}$ (cGy)	$D_{d/2(C.I)}$ (cGy)	Desviación (%)
1	6.70	3.35	0.999	9.66	10.08	- 4.31
2	8.50	4.25	1.000	9.55	9.77	- 2.31
3	10.37	5.185	1.001	9.34	9.77	- 4.58
4	12.31	6.155	1.001	9.28	9.46	- 1.95
5	16.24	8.12	1.002	9.01	9.16	- 1.69
6	20.02	10.01	0.983	8.30	8.55	- 3.04
7	22.80	11.40	0.962	7.60	7.94	- 4.42

9. Se puede conseguir un porcentaje de desviación reducido si se inicia el procedimiento de dosimetría *in vivo* calibrando correctamente los dosímetros en la entrada y salida del haz en condiciones de ICT, ya que si se utiliza el factor de calibración correspondiente al dosímetro que está en la entrada al dosímetro colocado en la salida del haz, implica una sobreestimación de la dosis. Además dependiendo de la magnitud de los errores que se quieran detectar, la calibración de los dosímetros deberá ser más o menos exhaustiva. Por otro lado se suman otros posibles efectos como la influencia de la divergencia del haz a mayores profundidades, la elección de espesores en forma arbitraria y la atenuación generada por el fantoma [3].
10. Para realizar mediciones de dosis bajo transmisión parcial es necesario primero evaluar el porcentaje de atenuación correspondiente al espesor de plomo requerido como protección. En este trabajo se evaluó el porcentaje de atenuación producido por dos espesores distintos (Cuadro 3.14), lográndose una atenuación del 22.72 % detrás de 4 mm de plomo. Las consecuencias de este exceso, generan una reducción de la tasa de dosis a lo largo del eje central, menor sensibilidad en el dosímetro y mayores efectos de dispersión. Una opción para obtener un 20 % de atenuación durante el procedimiento es optar por evaluar otros espesores; por ejemplo con 3.5 mm de plomo aproximadamente, se podría conseguir este resultado [3].
11. El algoritmo propuesto (Ec. 3.1), también resulta útil para obtener de forma inmediata valores de dosis en línea media bajo transmisión parcial ($D'_{d/2}$), a partir de los valores de dosis tomados en la entrada y salida del fantoma y de los factores de corrección FC'. Cuando se realizó una comparación entre el valor de dosis calculado y el tomado por la C.I ubicada en esta posición, se tuvo como resultado una desviación máxima del 8.94 % (Cuadro 4.2), y se encuentra dentro del ± 10 % de desviación establecido. Estas desviaciones son del mismo orden que el error experimental [3, 23].

Cuadro 4.2: Comparación de las dosis en plano medio, teórica y experimental bajo transmisión parcial del haz.

N^o	d (cm)	d/2 (cm)	FC'	$D'_{d/2}(alg)$ (cGy)	$D'_{d/2}(C.I)$ (cGy)	Desviación (%)
1	6.70	3.35	1.011	8.18	7.94	+ 2.92
2	8.50	4.25	1.007	7.82	7.94	- 1.53
3	10.37	5.185	1.004	7.35	7.63	- 3.82
4	12.31	6.155	0.997	7.36	7.63	- 3.69
5	16.24	8.12	0.993	6.74	7.33	- 8.79
6	20.02	10.01	0.975	6.45	7.02	- 8.94
7	22.80	11.40	0.952	6.27	6.72	- 7.09

12. Las principales causas de obtener un porcentaje de desviación alto cuando se usó protección, es debido a que el área proyectada sobre el fantoma (diámetro = 13.16 cm) protegió necesariamente la región donde se ubicaron los detectores a lo largo del eje central del haz, el resto del fantoma queda expuesto a todo tipo de interacciones y dispersiones producidas por la influencia del haz divergente, la elección de espesores en forma arbitraria, la atenuación del propio fantoma y el uso de una protección de mayor espesor. Por otro lado los dosímetros que miden la dosis *in vivo* detrás de la protección de plomo necesitan una calibración específica ya que en este caso se utiliza el mismo factor de calibración para ambos dosímetros ubicados en la entrada y salida del fantoma, generando una infraestimación de la dosis. Se produce una infraestimación cuando detrás de la protección hay una disminución de la tasa de dosis y un cambio en la calidad del haz de radiación, por tanto el dosímetro presenta menor sensibilidad [1, 9].
13. Se optó por reconstruir un gráfica basada en la relación entre los valores de dosis D_e , D_s y $D_{d/2}$ mostrados en el Cuadro 4.3, con la finalidad de analizar la distribución de la dosis a la largo del eje central. Por medio de la gráfica mostrada en la Figura 4.1 la cual muestra que la relación entre los valores de dosis $D_{d/2}$ y D_e incrementa en forma constante de mayores a menores espesores con respecto a la relación entre los valores de dosis D_e y D_s . Estos datos se ajustan perfectamente a una recta permitiendo se aplicados en casos reales y obtener valores de dosis en plano medio a partir de las dosis de entrada y salida; independiente del espesor y edad del paciente [1].

Cuadro 4.3: Relaciones entre la dosis en plano medio y las dosis en la entrada y salida del fantoma.

N°	d (cm)	d/2 (cm)	D_e (cGy)	D_s (cGy)	$D_{d/2}$ (cGy)	$D_{d/2}/D_e$	D_s/D_e
1	6.70	3.35	10.20	9.14	10.08	0.988	0.896
2	8.50	4.25	10.37	8.73	9.77	0.942	0.842
3	10.37	5.185	10.45	8.22	9.77	0.935	0.787
4	12.31	6.155	10.72	7.83	9.46	0.883	0.730
5	16.24	8.12	11.13	6.85	9.16	0.823	0.616
6	20.02	10.01	11.11	5.82	8.55	0.770	0.524
7	22.80	11.40	10.69	5.11	7.94	0.742	0.478

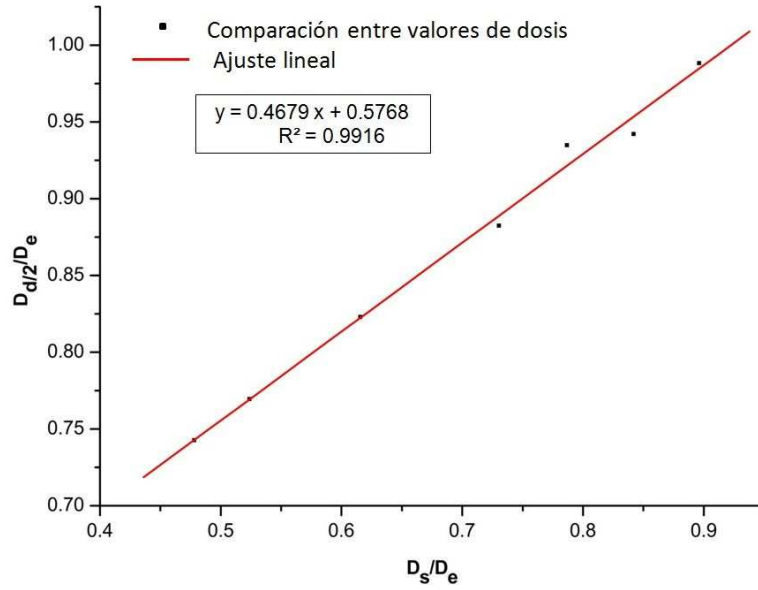


Figura 4.1: $D_{d/2}/D_e$ como una función de D_s/D_e . $D_{d/2}$, D_e y D_s son obtenidos en forma experimental.

14. De igual forma se graficó la relación entre los valores de dosis D'_e , D'_s y $D'_{d/2}$, mostrados en el Cuadro 4.4 con la misma finalidad de analizar la distribución de la dosis a la largo del eje central pero esta vez bajo transmisión parcial. La gráfica mostrada en la Figura 4.2 muestra que la relación entre los valores de dosis $D'_{d/2}$ y D'_e incrementa de mayores a menores espesores con respecto a la relación entre los valores de dosis D'_e y D'_s pero en forma distorsionada debido a los efectos de dispersión y reducción de la tasa de dosis causados por la protección plomada. Estos datos se ajustan a una ecuación polinomial y también pueden utilizarse como referencia para identificar fácilmente valores de dosis en plano medio conociendo las dosis de entrada y salida; independiente del espesor del paciente para casos de protección de órganos críticos.

Cuadro 4.4: Relaciones entre la dosis en plano medio y las dosis en la entrada y salida del fantoma, bajo transmisión parcial.

N°	d (cm)	d/2 (cm)	D'_e (cGy)	D'_s (cGy)	$D'_{d/2}$ (cGy)	$D'_{d/2}/D'_e$	D'_s/D'_e
1	6.70	3.35	8.51	7.67	7.94	0.933	0.902
2	8.50	4.25	8.42	7.11	7.94	0.943	0.845
3	10.37	5.185	8.21	6.44	7.63	0.930	0.785
4	12.31	6.155	8.52	6.25	7.63	0.896	0.734
5	16.24	8.12	8.37	5.20	7.33	0.876	0.622
6	20.02	10.01	8.51	4.56	7.02	0.825	0.553
7	22.80	11.40	8.81	4.37	6.72	0.763	0.496

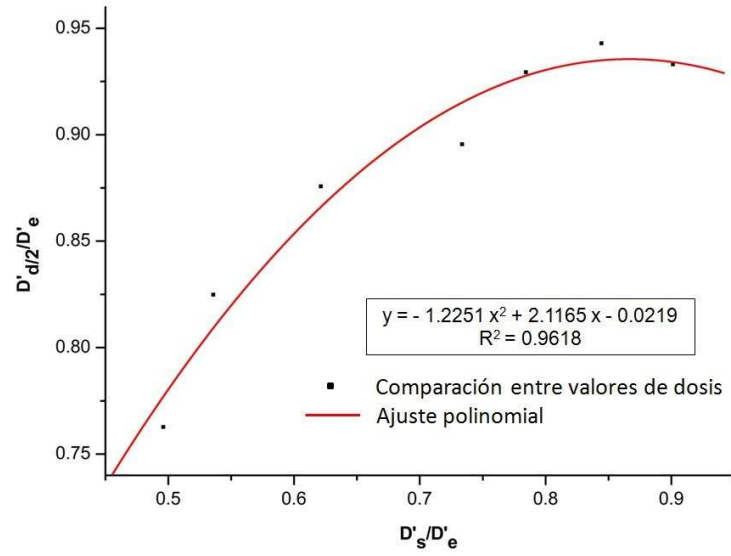


Figura 4.2: $D'_{d/2}/D'_e$ como una función de D'_s/D'_e . $D'_{d/2}$, D'_e y D'_s son obtenidos en forma experimental, bajo transmisión parcial.

15. Finalmente teniendo como referencia las curvas específicas (Figuras 4.1 y 4.2) que consideran valores de dosis de entrada, salida y plano medio, el número de UM calculado según la dosis prescrita (Ec. 2.39) y los parámetros dosimétricos mencionados en la sección 2.6.1, se podría llevar a cabo el tratamiento de ICT requerido.

Capítulo 5

Conclusiones

1. Para realizar el cálculo de dosis en plano medio aplicando el método de dosimetría *in vivo*, fue necesario considerar en primer lugar, que las condiciones dosimétricas, diferían de las usadas en técnicas de radioterapia estándar; y estaban relacionadas a los parámetros de tratamiento y a la implementación del sistema de dosimetría *in vivo* que sustituye al proceso de planificación de tratamiento.
2. La curva de "PDP vs d" (Figura 3.11), representa el proceso de evaluación de la calidad del haz en condiciones de ICT, observándose que entre las profundidades 1.13 y 1.57 cm, la dosis absorbida por el fantoma alcanza su máximo valor. Al comparar esta curva con el gráfico de la Figura B.2, se observaron algunos valores dispersos, esto se dio principalmente a que las condiciones dosimétricas difieren de las de una técnica estándar, en cuanto a las profundidades donde se ubica la C.I, tipo de fantoma, tamaño de campo y DFS usados en casos de ICT.
3. La evaluación de la calidad del haz bajo transmisión parcial mostrado en la curva de "PDP' vs d" (Figura 3.12), no solo se ve afectada por realizarse en condiciones dosimétricas diferentes a las usuales sino también al uso de una protección plomada, que afecta negativamente la salida del haz, produciendo mayores efectos de dispersión, que influyen en la disminución de la tasa de dosis.
4. Otros puntos que también deberían considerarse, es el empleo de mayores datos de entrada y la reconstrucción del fantoma en forma más adecuada; es decir tomar las medidas de PDP asignando espesores correlativos entre cada medición tal como se realiza en programas de control de calidad con fantasmas de agua. Todo esto permitiría el uso de factores de corrección (FC) adecuados que se emplearían posteriormente en el cálculo de dosis en plano medio.
5. El algoritmo propuesto en el presente trabajo ha sido utilizado de manera satisfactoria para ambos casos, pudiéndose observar una desviación máxima de 4.58 % cuando no se utilizó protección, resultado que se encuentra dentro del límite establecido; por otro lado

cuando se usó protección, la desviación alcanzó un máximo de 8.94 %. Las causas que generan este alto porcentaje y una sobreestimación o infraestimación de la dosis es que no se aplicaron los factores de corrección adecuados según la ubicación de los dosímetros, además de una calibración específica que influye en la sensibilidad del dosímetro. Otros efectos que también deben considerarse es la influencia de la divergencia del haz a mayores profundidades, incremento del tamaño de campo, factores de atenuación y dispersión generados por el fantoma y el uso de protección plomada.

6. El porcentaje de atenuación 22.72 %, supera el estipulado por el protocolo (20 %), esto conllevó a un aumento en la perturbación del haz, mayores efectos de dispersión y por tanto una reducción de la dosis absorbida por el fantoma, generando mayores desviaciones con respecto a los resultados. Las consecuencias de este exceso requieren de un factor de calibración que dependa del espesor de los discos de plomo en todas las mediciones.
7. Teniendo como resultado porcentajes de desviación que no superaron el $\pm 10\%$, se puede optar por el uso de este algoritmo, y por tanto el uso de dosímetros OSL durante la dosimetría *in vivo*, ya que permite desarrollar un método dosimétrico alternativo, para el cálculo de dosis en plano medio; independiente del espesor y la edad del paciente; que contribuye además a garantizar la calidad del tratamiento.

Apéndice A

Parámetros de tratamiento utilizados durante una ICT

A.1. Distancia Fuente-Superficie (DFS)

El flujo de fotones emitidos por una fuente puntual de radiación varía inversamente con el cuadrado de la distancia a la fuente. Aunque la fuente clínica para terapia de haz externo tiene un tamaño finito, la distancia fuente-superficie suele ser ($DFS \geq 80\text{ cm}$) de modo que las dimensiones de la fuente no son de importancia cuando se relaciona la variación de fluencia de los fotones con la distancia. En otras palabras, la fuente puede ser considerada como un punto a grandes distancias fuente-superficie. Así, la tasa de exposición o "tasa de dosis en el espacio libre" de una fuente varía inversamente con el cuadrado de la distancia (Figura A.1) [9, 17].

En la práctica, la tasa de dosis disminuye con la distancia, la DFS, se fija de tal manera que proporciona un compromiso entre la tasa de dosis y el porcentaje de dosis en profundidad. En el caso de ICT se utiliza una ($DFS \geq 300\text{ cm}$) tal que el tamaño de campo abarque toda el área de irradiación, para cubrir la longitud del paciente [2, 9].

A.2. Distancia Fuente-Isocentro (DFI)

Cuando se aplican varios campos para el tratamiento de un tumor en particular dentro del paciente, se utiliza una DFI fija (isocéntrico). La mayoría de las unidades de megavoltaje se montan con una DFI de 80 cm, o más comunmente 100 cm. En contraste, la DFS relaciona las distribuciones de PDP; y la DFI fija relaciona otras funciones, la más común la RTM en el fantoma, para los cálculos dosimétricos [9, 17].

A.3. Ley del Inverso Cuadrado con la Distancia (ICD)

La intensidad de una haz de fotones que se propaga a través del aire o vacío se rige por la ley del ICD [3]. En radioterapia con haces externos, se asume frecuentemente que las fuentes de fotones son puntuales y que los haces producidos son divergentes, tal como se muestra esquemáticamente en la Figura A.1 Si se considera una fuente puntual de fotones S y un tamaño de campo cuadrado de lado a (área $A = a^2$) a una distancia f_a de la fuente. A una distancia f_b se tiene un tamaño de campo cuadrado de lado b (área $B = b^2$), ambos tamaños de campo se relacionan geoméricamente de la siguiente manera [9]:

$$\operatorname{tg}\beta = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (\text{A.1})$$

o

$$\frac{a}{b} = \frac{f_a}{f_b} \quad (\text{A.2})$$

Donde β es el ángulo entre el haz del eje central y el haz del borde geométrico.

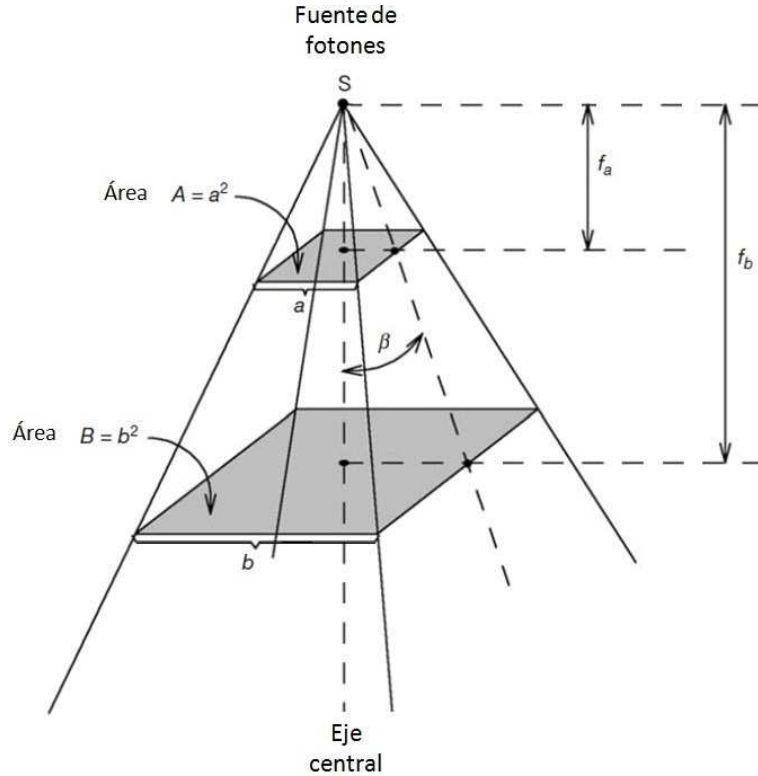


Figura A.1: Haz de fotones divergentes originado en una fuente puntual de fotones. A una distancia f_a desde la fuente S el tamaño de campo es $A = a^2$, y a una distancia f_b el tamaño de campo es $B = b^2$ [9].

La fuente puntual S produce una fluencia de fotones ϕ_A a una distancia f_a y una fluencia de fotones ϕ_B a una distancia f_b , donde el número total de fotones N_{tot} que atravieza el área A es igual al número de fotones que atravieza el área B (se asume que no existe interacción de fotones con el aire entre las áreas A y B), entonces se puede escribir como [9]:

$$N_{tot} = \phi_A A = \phi_B B \quad (\text{A.3})$$

y

$$\frac{\phi_A}{\phi_B} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (\text{A.4})$$

La fluencia de fotones es, pues, inversamente proporcional al cuadrado de la distancia a la fuente [9, 17].

A.4. Tamaño de Campo del haz de radiación (TC)

El tamaño de campo puede ser especificado tanto geométricamente como dosimétricamente. El tamaño de campo geométrico es definido como "la proyección sobre un plano perpendicular al eje del haz, que dista del extremo del colimador, visto desde el centro delantero de la fuente". Esta definición usualmente corresponde al campo definido por la luz localizadora, dispuesta como una fuente puntual de luz que se encuentra en el centro de la superficie frontal de la fuente de radiación.

Para un campo suficientemente pequeño se puede asumir que la dosis en profundidad en un punto es efectivamente el resultado de la radiación primaria. Pero cuando el tamaño de campo se incrementa, la contribución de radiación dispersa incrementa la dosis absorbida.

Los haces usados en radioterapia, presentan varias formas y tamaños que usualmente representan un compromiso entre la forma del blanco de radiación real y la necesidad de simplicidad y eficiencia en la conformación del haz.

Cualquier campo de radiación arbitrario puede convertirse en un campo equivalente cuadrado, lo que significa que el campo arbitrario y el campo equivalente cuadrado se caracterizan por poseer parámetros del haz y funciones similares que son de importancia en la dosimetría de la radiación.

Un campo rectangular arbitrario de lados a y b como se utiliza en un caso de ICT, puede ser aproximadamente equivalente al campo de radiación cuadrado cuyos lados corresponderían a un a_{eq} , ya que ambos campos tienen la misma razón área/perímetro como se muestra en la Ec. A.2 [9]:

$$\frac{ab}{2(a+b)} = \frac{a_{eq}^2}{4a_{eq}} \quad (\text{A.5})$$

o

$$a_{eq} = \frac{2ab}{a+b} \quad (\text{A.6})$$

A.5. Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDP)

El porcentaje de dosis en profundidad (más allá de la profundidad donde la dosis es máxima) aumenta con la energía del haz. Si se usan haces de alta energía con un poder de penetración alto, se obtiene por tanto un porcentaje de dosis en profundidad alto. La variación del porcentaje de dosis en profundidad está gobernado aproximadamente por la atenuación exponencial. Por tanto, la calidad del haz expresada en función del porcentaje de dosis en profundidad depende del coeficiente de atenuación total μ . A medida que disminuye el μ , el haz es más penetrante, resultando un porcentaje de dosis en profundidad alto para cualquier profundidad más allá de la región de acumulación (Figura A.2) [9, 16, 17, 24].

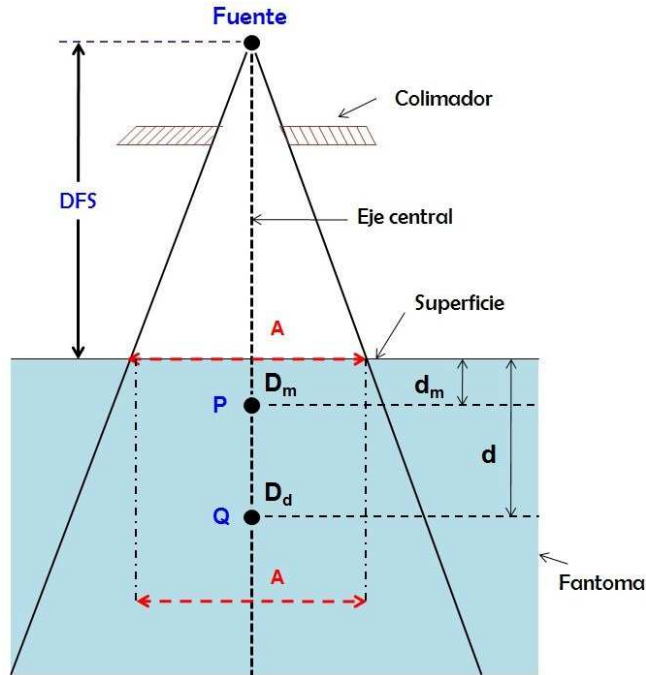


Figura A.2: Geometría usada para definir y medir el PDP(d , A , DFS, E). El punto Q es un punto arbitrario ubicado en el eje central a una profundidad d , el punto P está ubicado en el eje central a una profundidad de referencia d_m donde la dosis es máxima. El tamaño de campo A es definido en la superficie del fantoma [9].

Una forma de caracterizar la distribución de dosis en el eje central es la normalización de dosis en profundidad con respecto a la dosis a una profundidad de referencia. El porcentaje de dosis en profundidad se puede definir como el cociente, expresado como porcentaje de la dosis absorbida a cualquier profundidad d con respecto a la dosis absorbida a una profundidad de

referencia fija d_m (Figura A.2) [9].

El porcentaje de dosis en profundidad (P) es expresado en la (Ec. 2.7):

$$P(d, A, DFS, E) = \frac{D_d}{D_m} \times 100 \quad (\text{A.7})$$

$$P(d, A, DFS, E) = \frac{D(d, A, DFS, E)}{D(d_m, A, DFS, E)} \times 100 \quad (\text{A.8})$$

Por tanto, la máxima dosis absorbida en el eje central D_m viene dada por la ecuación:

$$D_m = \frac{D_d}{P} \times 100 \quad (\text{A.9})$$

Se produce un incremento del PDP a medida que incrementa el tamaño de campo dependiente de la calidad del haz. Dado que disminuye la probabilidad de dispersión o sección transversal con el aumento de la energía, los fotones de alta energía son dispersados predominantemente en muchas direcciones. El PDP depende además del tamaño de campo en menor magnitud para altas energías que para haces de bajas energías [9, 17].

A.6. Razón Tejido Máximo (RTM)

Similar al caso de PDP la RTM se define como la normalización de dosis absorbida a cualquier profundidad d con respecto a la dosis absorbida a una profundidad de referencia fija d_m (Ec. A.10), a lo largo del eje central del haz (Figura A.3) [9, 17].

Además la RTM se basa en la hipótesis de que la contribución fraccional de la dispersión de la dosis en profundidad en un punto es independiente de la divergencia del haz y depende del tamaño de campo en el punto, de la profundidad del tejido que lo recubre y de la calidad del haz [24].

La ventaja de esto radica que, para cada calidad del haz, es necesario un solo cuadro de RTM (Cuadro A.1) y no una para cada DFS como en el caso del PDP [9, 17].

$$RTM(d, A, E) = \frac{D_d}{D_m} \quad (\text{A.10})$$

$$RTM(d, A, E) = \frac{D(d, A, E)}{D(d_m, A, E)} \quad (\text{A.11})$$

La aplicación de la RTM en los cálculos dosimétricos, sólo depende de la profundidad, tamaño de campo y energía del haz incidente. El siguiente cuadro muestra valores de RTM a

distintas profundidades, para un $TC = 30 \times 30 \text{ cm}^2$ y el uso de haces de fotones de energía 6 MV [11].

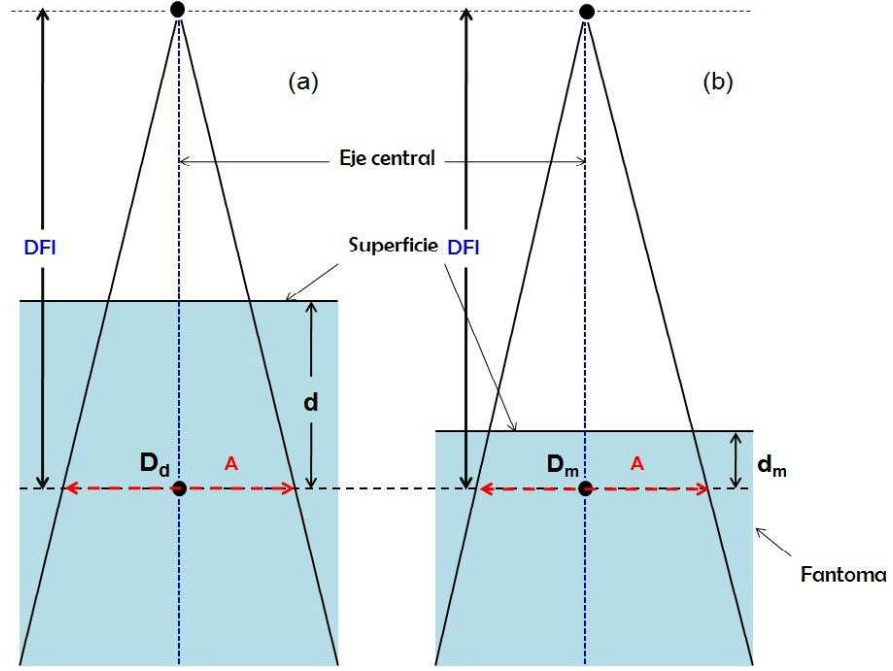


Figura A.3: Geometría usada para definir la RTM (d , A , E) en un fantoma. (a) Geometría usada para la medición de D_d a una profundidad d , (b) Geometría usada para la medición de D_m a una profundidad d_m . La distancia entre la fuente y el punto de medición (DFI), así como el tamaño de campo A en el punto de medición P , es el mismo para (a) y (b) [9].

Cuadro A.1: Razón Tejido Máximo (RTM) para una energía de 6 MV [11]

Tamaño de campo cuadrado (cm)	7	8	9	10	12	15	20	25	30
10.0	0.765	0.772	0.779	0.786	0.796	0.808	0.820	0.830	0.837
12.0	0.706	0.714	0.722	0.729	0.741	0.755	0.772	0.784	0.793
13.0	0.677	0.686	0.696	0.703	0.715	0.730	0.748	0.761	0.771
14.0	0.651	0.659	0.668	0.676	0.689	0.705	0.723	0.737	0.747
15.0	0.624	0.633	0.642	0.650	0.664	0.681	0.701	0.715	0.726
16.0	0.598	0.607	0.616	0.624	0.638	0.656	0.677	0.692	0.704
17.0	0.574	0.583	0.592	0.601	0.614	0.632	0.653	0.670	0.682
18.0	0.550	0.559	0.568	0.577	0.590	0.608	0.630	0.648	0.661
19.0	0.527	0.536	0.545	0.554	0.568	0.586	0.608	0.627	0.640
20.0	0.505	0.514	0.523	0.532	0.546	0.565	0.587	0.606	0.620
21.0	0.484	0.493	0.502	0.510	0.525	0.544	0.567	0.586	0.600
22.0	0.463	0.472	0.481	0.489	0.504	0.523	0.547	0.567	0.580
23.0	0.444	0.453	0.462	0.470	0.484	0.503	0.527	0.546	0.561
24.0	0.427	0.435	0.444	0.452	0.466	0.484	0.508	0.528	0.543
25.0	0.408	0.417	0.425	0.433	0.447	0.466	0.490	0.510	0.525
26.0	0.391	0.400	0.408	0.416	0.429	0.448	0.472	0.492	0.506
27.0	0.375	0.383	0.391	0.399	0.412	0.430	0.454	0.474	0.489
28.0	0.360	0.367	0.375	0.383	0.396	0.415	0.439	0.458	0.473
29.0	0.345	0.352	0.359	0.367	0.380	0.398	0.423	0.442	0.457
30.0	0.330	0.338	0.345	0.352	0.365	0.382	0.406	0.425	0.441

A.7. Unidades Monitor (UM)

Es la unidad mínima de funcionamiento de un acelerador lineal. Además de las características geométricas (inclinación del gantry, tamaño, conformación, etc.), los campos de tratamiento tienen un tiempo en el que el equipo debe emitir los rayos o electrones en cuestión para administrar el tratamiento diseñado. En las bombas de cobalto, el tiempo se expresa en segundos y en los aceleradores lineales, se expresa en unidades de monitor. Las unidades monitor no son traducibles a segundos sino que son propias de cada equipo de tratamiento [9, 16, 25].

El tratamiento del paciente se lleva a cabo fijando una DFS o aplicando una técnica isocéntrica. Cada una de estas técnicas se caracteriza por una distribución específica de la dosis y un determinado número de UM. Para las máquinas de fotones de megavoltaje (aceleradores lineales), la tasa de dosis se estipula comúnmente en cGy/UM [9].

A.7.1. Cálculo del número de Unidades Monitor (UM)

El cálculo de UMs es un componente importante en el proceso de prescripción y entrega de dosis, ya que esto determina el número de UMs (equivalente a un tiempo de tratamiento), cuando se utiliza un acelerador lineal, para cada haz individual o plan de tratamiento. Si se conoce el valor de dosis en cualquier punto a lo largo del eje central, se puede conocer el número de UM requerido y viceversa para una DFS/DFI fija. En este trabajo la distancia desde la fuente hasta el plano medio del paciente no varía, aún cuando el paciente cambia de posición, por tanto a partir del valor de dosis hallado en cualquier punto a lo largo del eje central, despreciando efectos de colimador y efectos de dispersión (Ec. A.3), se puede obtener el número de UM, teniendo en cuenta el factor de rendimiento del equipo según las condiciones de referencia $\dot{D}(e_m, A, DFS, E)(cGy/UM)_{ref}$ ¹ [11].

$$D = UM \times \dot{D}(cGy/UM)_{ref} \times RTM \times ICD \quad (A.12)$$

Por tanto el número de UMs se deriva de la Ec. A.3:

$$UM = \frac{D_{ref}}{\dot{D}(cGy/UM)_{ref} \times RTM \times ICD} \quad (A.13)$$

¹Factor de Rendimiento ($\dot{D}(cGy/UM)_{ref}$); En condiciones de Radioterapia Estándar (DFI = 100 cm), este factor es igual a 1. Para el caso de ICT, las condiciones dosimétricas cambian (DFS = 300 cm), por tanto el factor de rendimiento se reduce a la mitad (dato experimental).

Apéndice B

Uso de la cámara de ionización cilíndrica PTW Freiburg 31010

B.1. Aspectos generales

La C.I utilizada consiste básicamente en un electrodo central encerrado en un contenedor cilíndrico en cuyo interior existe un determinado volumen de gas (aire). Este se encuentra conectado a un alto voltaje de polarización suministrado típicamente de 100 V a 1000 V. El evento inicial de la interacción de la radiación ionizante indirecta con la C.I se caracteriza por la liberación de electrones de alta energía en la pared de la C.I o en el fantoma. Para esto la C.I debe alinearse de forma tal que la fluencia de la radiación sea uniforme en toda la sección transversal de la C.I [21]. Algunos de estos electrones entran a la C.I e ionizan las moléculas de aire, produciendo iones positivos y electrones de baja energía (Figura B.1). Los electrones de baja energía se unen a las moléculas de oxígeno electronegativo en el aire, formando iones negativos, que luego son atraídos por los electrodos produciéndose una corriente entre 10^{-14} A y 10^{-7} A la cual es medida por un electrómetro conectado al detector, unido a un sistema electrónico permitiéndonos observar valores de colección de carga en nC [21, 23].

B.1.1. Forma general de la curva de dosis en profundidad

La curva característica para una haz de fotones de 6 MV, se analiza en la Figura B.2 donde se observa que alcanza el máximo de dosis en ($d = 1.5$ cm) aproximadamente. Esto depende de algunos factores tales como tipo de energía, tamaño de campo y distancia fuente superficie [9].

En comparación con haces de electrones de megavoltaje, el tratamiento con haces de fotones permite una entrega de dosis a mayores profundidades como es el caso del plano medio del paciente. Esta característica ofrecen una ventaja clínica independiente sobre las modali-

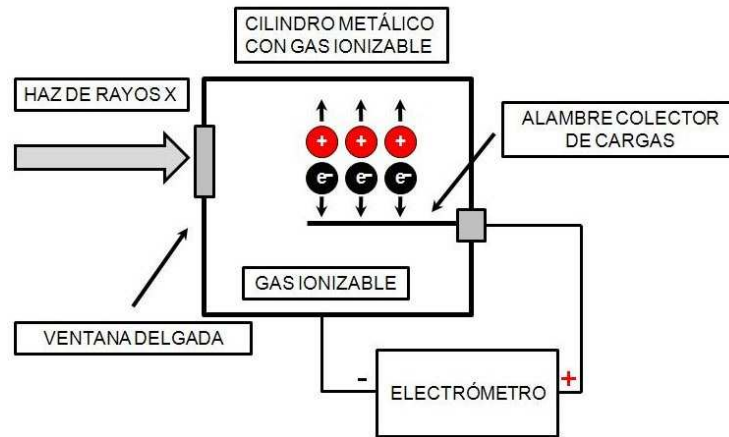


Figura B.1: Proceso de colección de carga por el electrómetro, debido a la ionización del gas dentro de la C.I [21].

dades convencionales de haces de electrones ya que el paciente no es afectado superficialmente [9, 12, 25].

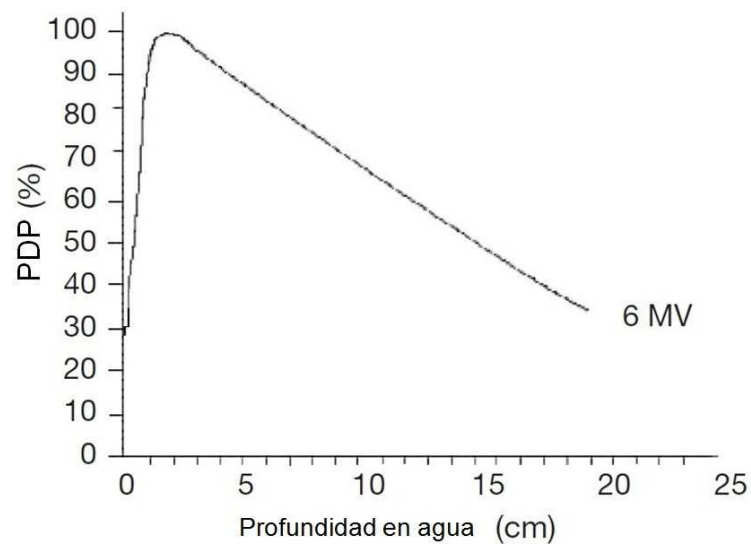


Figura B.2: Típica curva de PDP en agua a lo largo del eje central, con un tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y a una DFS = 100 cm para un haz de fotones de energía 6 MV [9].

Apéndice C

Uso de los detectores nanodot OSL ($Al_2O_3 : C$)

C.1. Aspectos Generales

La luminiscencia ópticamente estimulada (*Optically Stimulated Luminiscence* OSL) es la luminiscencia emitida por un material aislante o semiconductor, que ha sido previamente irradiado, como es el caso del $Al_2O_3 : C$ durante la exposición a la luz. El uso de este material abrió la posibilidad de varias aplicaciones prometedoras en cuanto a medidas de alta sensibilidad, siendo 40-60 veces mayor que la del LiF usado en el TLD-100 por lo que es un firme candidato para dosis bajas, y cortas aplicaciones de exposición. La intensidad de dicha luminiscencia está en función de la dosis de radiación absorbida y por lo tanto puede ser utilizado como base de un método de dosimetría *in vivo* [18, 19]. El proceso se inicia cuando se irradia la muestra produciendo ionización que genera partículas cargadas secundarias altamente energéticas, generalmente electrones, que se producen en las principales interacciones de fotones con la materia, y son los responsables de la deposición de energía. En un sólido cristalino estas partículas cargadas secundarias arrancan numerosos electrones libres de baja energía produciendo agujeros, a través de ionización de los átomos e iones. Los electrones libres y huecos producidos se recombinan o los electrones quedan atrapados en estas trampas o agujeros, en alguna parte del cristal [18].

Las trampas pueden ser intrínsecas o pueden ser introducidos en el cristal en una especie de capa compuesta de imperfecciones vacantes o de impurezas. Son conocidos dos tipos de trampas en general: las trampas de almacenamiento y los centros de recombinación.

- Las trampas de almacenamiento son simplemente trampas portadoras de carga libre que son liberadas durante el procedimiento de irradiación con luz, resultado del proceso de OSL.

- Un portador de carga liberado de una trampa de almacenamiento puede recombinarse con un portador de carga de signo opuesto atrapado en un centro de recombinación (centro de la luminiscencia). La energía de recombinación es al menos parcialmente, emitida en forma de luz ultravioleta, luz visible o infrarroja que puede ser medido con fotodiodos o tubos fotomultiplicadores (PMTs) [18].

C.2. Dosimetría OSL

Aparte de los diferentes métodos de lectura disponibles, las técnicas OSL tienen ventajas sobre las técnicas de Termoluminiscencia (TL) convencionales por otras razones. La ventaja más obvia radica en el hecho de que el método de lectura es óptico, no requiere de calentamiento de las muestras. El fenómeno OSL ha sido descrito por dos materiales importantes: el cuarzo y el $Al_2O_3 : C$. La aprobación del Al_2O_3 mediante la estimulación óptica, se puede realizar a temperaturas inferiores a aquellos para los que se produce enfriamiento térmico, y por lo tanto se logra un aumento significativo de la sensibilidad.

La naturaleza óptica de todo el proceso de lectura OSL también permite el uso del "plástico" para los dosímetros, ya que existe luminiscencia en el fósforo impregnado en una matriz de plástico (por ejemplo, el politetrafluoroetileno (PTFE)). La alta sensibilidad OSL también conduce a las ventajas relacionadas con múltiples lecturas, ya que a veces no es necesario estimular a toda la carga atrapada para leer una señal de luminosidad suficiente. De esta manera, puede ser estimulada en un momento posterior cuya lectura de la señal es necesaria para fines de verificación de la dosis. Por tanto, el proceso de lectura puede ser muy rápido mediante el ajuste de la intensidad de la luz estimulante (poder) que conducen a las ventajas asociadas con el análisis rápido de un gran número de dosímetros [13, 18].

C.2.1. Estimulación OSL y características de emisión del $Al_2O_3 : C$

Se utiliza las diferentes líneas de un láser de iones de Ar para medir el espectro de estimulación OSL del $Al_2O_3 : C$. El poder del láser en cada longitud de onda se ajusta para conseguir el mismo número de fotones por unidad de tiempo y por unidad de área incidente en la muestra. Se puede evaluar la estimulación de una muestra, utilizando espectros continuos, y longitudes de onda del orden de 480 nm [18].

Sin embargo, la observación de una resonancia evidente en la curva de la estimulación óptica puede ser engañosa. Como resultado, los espectros de estimulación obtenidos son complejos y dependen de la radiación, la historia de la lectura de la muestra y el grado de profundidad que llena de trampas [18].

C.2.2. La respuesta OSL del $Al_2O_3 : C$ expuesto a la radiación

Un enfoque simple de calibración es obviamente el uso de la técnica de determinación rápida para dosis integrada utilizando OSL con $Al_2O_3 : C$. En dicho procedimiento, la misma muestra se irradia a diferentes dosis conocidas en el laboratorio y se realiza el seguimiento de la señal OSL después de cada irradiación. Comparando la señal OSL de una dosis desconocida con esta curva de calibración, permite que esta dosis sea determinada. Una cuestión crucial, sin embargo, al utilizar métodos de calibración en el que la muestra es varias veces irradiada y la señal es leída, es debido a los cambios en la sensibilidad de luminiscencia que se producen como resultado de irradiaciones repetidas y lectura de salida [18].

Las trampas profundas contribuyen directamente sólo $\approx 2 - 3\%$ de la señal de OSL cuando son estimuladas con longitudes de onda en la región verde. La disminución de la longitud de onda incrementa la contribución en estas trampas profundas, con aproximadamente el 10% de la señal proveniente de las trampas de profundidad estimuladas a 465 nm. Es difícil distinguir la dependencia de la OSL con la temperatura, debido a las trampas profundas de OSL, similar a las trampas dosimétricas. Esto puede ilustrarse usando una muestra pre-irradiada con una dosis alta de radiación beta (1,5 Gy) y pre-calentado a temperaturas $> 230^\circ C$. Este tratamiento genera el llenado de las trampas profundas, pero vacía las trampas dosimétricas. A primera vista, esto parece indicar que la OSL de las trampas profundas muestra una dependencia a la temperatura similar a la observada en las trampas dosimétricas. Sin embargo, una vez más, la interpretación se complica por la fototransferencia de carga de las trampas profundas a las trampas dosimétricas durante las mediciones de OSL, acompañada de la estimulación óptica simultánea de carga fuera de las trampas de dosimetría. Así, la dependencia de la temperatura observada todavía puede ser la de la OSL en las trampas dosimétricas, en lugar de las trampas profundas [18].

C.3. Condiciones de Caracterización de detectores *nanodot* OSL con haces de fotones de 6 MV

Los detectores *nanodot* para ser empleados como dosímetros en la medida de dosis absorbida, son sometidos a pruebas que verifiquen sus propiedades y/o cualidades dosimétricas. Para ello, los detectores *nanodot* son caracterizados con un haz de fotones de 6 MV proveniente de un Acelerador Lineal. Las condiciones de irradiación varían de un procedimiento a otro con respecto a los parámetros usados. La evaluación de cada una de las propiedades dosimétricas que permiten caracterizar los detectores *nanodot* son: Reproducibilidad, Linealidad, Dependencia con la tasa de dosis, Dependencia direccional y Desvanecimiento de la señal [18, 20].

C.3.1. Reproducibilidad

Se evaluó esta propiedad para verificar la constancia en la respuesta de los detectores *nanodot*. Para ello, se irradiaron un grupo de 10 detectores bajo una disposición geométrica y parámetros de irradiación reproducibles, realizándose 26 exposiciones (independientes) bajo las mismas condiciones, en cada caso (Figura C.1). Para cada exposición se procede a la obtención de la respuesta de los diez *nanodot*, de los cuales cinco de ellos, son blanqueados ante de la siguiente exposición y cinco de ellos se les mantiene su información; y así sucesivamente hasta las 26 evaluaciones. En la Figura se muestra la disposición geométrica de los *nanodot* durante la evaluación de la reproducibilidad de su respuesta, que debe ser evaluada según las condiciones y parámetros de irradiación mostradas en el Cuadro C.1:

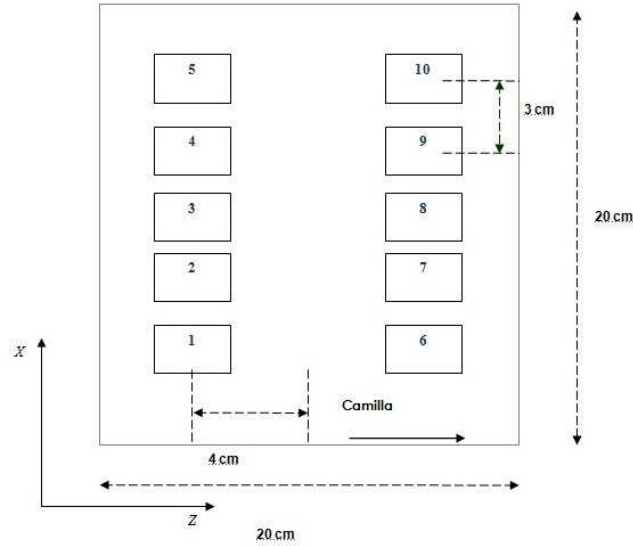


Figura C.1: Disposición geométrica de los *nanodot* durante la evaluación de la reproducibilidad de su respuesta. Donde el eje Z es paralelo a la camilla, y el eje X perpendicular a ésta.

Cuadro C.1: Condiciones de irradiación en la evaluación de la reproducibilidad de la respuesta del *nanodot*.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Tiempo (UM)	100
DFS (cm)	300
Build-up (cm)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Tamaño de campo (cm^2)	20×20

C.3.2. Linealidad

Esta prueba es realizada para verificar que la respuesta del *nanodot* es lineal en el rango de dosis de aplicación (en radioterapia). Se evaluó la respuesta del *nanodot* en función a la dosis: en el rango low dose de 2 - 26 UM y para el rango *High dose* de 50 a 1 600 UM. En la Figura C.2 se muestra la disposición geométrica de los *nanodot* durante la evaluación de la linealidad de su respuesta y en el Cuadro C.2 se muestran los parámetros de irradiación que deben seguirse para llevar a cabo este proceso:

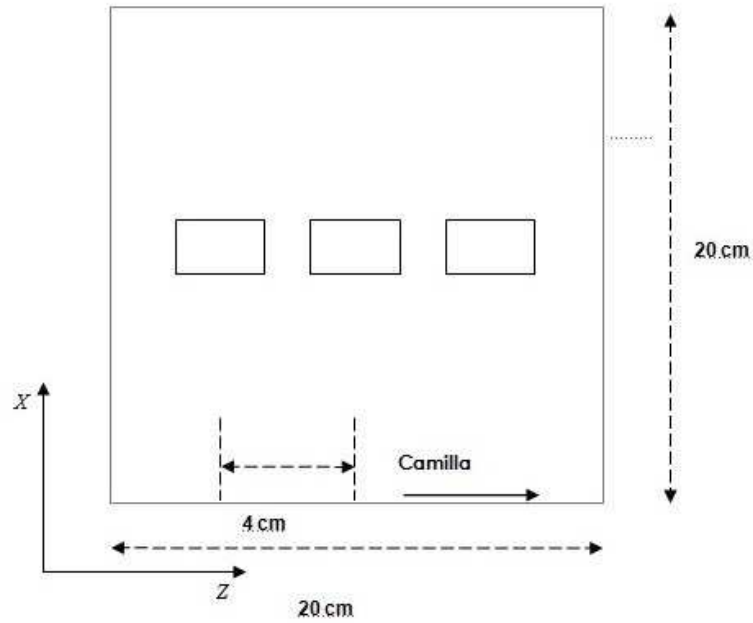


Figura C.2: Disposición geométrica de los *nanodot* durante la evaluación de la linealidad de su respuesta. Donde el eje Z es paralelo a la camilla, y el eje X perpendicular a ésta.

Cuadro C.2: Condiciones de irradiación en la evaluación de la linealidad de la respuesta del *nanodot*.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Tiempo (UM)	10, 1600
DFS (cm)	300
Build-up (cm)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Tamaño de campo (cm^2)	20×20

C.3.3. Dependencia con la tasa de dosis

Esta prueba es realizada para evaluar la respuesta del *nanodot* en función de la tasa de dosis de aplicación (en radioterapia). Se evaluó la respuesta del *nanodot* para diversas tasa de dosis según se muestra en el Cuadro C.3 y para lo cual se empleo la disposición geométrica mostrada en la Figura C.2.

Cuadro C.3: Condiciones de irradiación en la evaluación de la Dependencia con la tasa de dosis de la respuesta del *nanodot*.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Tiempo (UM)	200
DFS (cm)	300
Build-up (cm)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	80, 160, 240, 320, 400
Tamaño de campo (cm^2)	20×20

C.3.4. Dependencia direccional

Esta prueba es realizada para evaluar la respuesta del *nanodot* en función de la dirección del haz de radiación. Se evaluó la respuesta del *nanodot* para diversas direcciones de aplicación en radioterapia según como se muestra en el Cuadro C.4:

Cuadro C.4: Condiciones de irradiación en la evaluación de la Dependencia direccional de la respuesta del *nanodot*.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Tiempo (UM)	100
DFS (cm)	300
Dirección ($^\circ$)	0, 30, 45, 60, 75, 90
Build-up (cm)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Tamaño de campo (cm^2)	20×20

C.3.5. Desvanecimiento de la señal

Esta prueba es realizada para evaluar la variabilidad de la respuesta del *nanodot* en función del tiempo post irradiación. Se procedió a irradiar el detector según la geometría y condiciones mostradas en la Figura C.2 y el Cuadro C.5 respectivamente.

Cuadro C.5: Condiciones de irradiación en la evaluación de la Desvanecimiento de la señal de la respuesta del *nanodot*.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Tiempo (UM)	200
DFS (cm)	300
Build-up (cm)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Tamaño de campo (cm^2)	20×20

C.3.6. Descarga con el número de lectura

Esta prueba es realizada para evaluar la variabilidad de la respuesta del *nanodot* en función del número de lecturas sucesivas del mismo detector. Se procedió a la lectura de los detectores un total de 150 veces. Los nanodot previamente fueron irradiados bajo las condiciones indicadas en el Cuadro C.6.

Cuadro C.6: Condiciones de irradiación en la evaluación de la Descarga con el número de lecturas de la respuesta del *nanodot*.

Parámetro	Valor
Calidad del haz (MV)	6
Tiempo (UM)	100
DFS (cm)	300
Build-up (cm)	1.5
Tasa de dosis (cGy/UM)	320
Tamaño de campo (cm^2)	20×20

C.3.7. Resultados

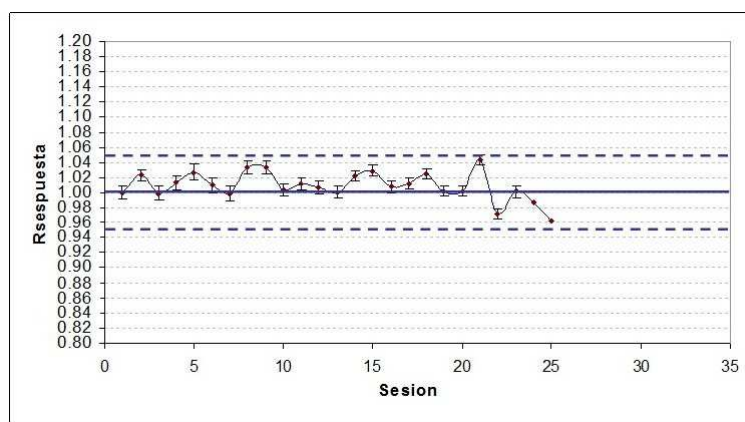


Figura C.3: Evaluación de la respuesta del *nanodot* frente a condiciones de reproducibilidad.

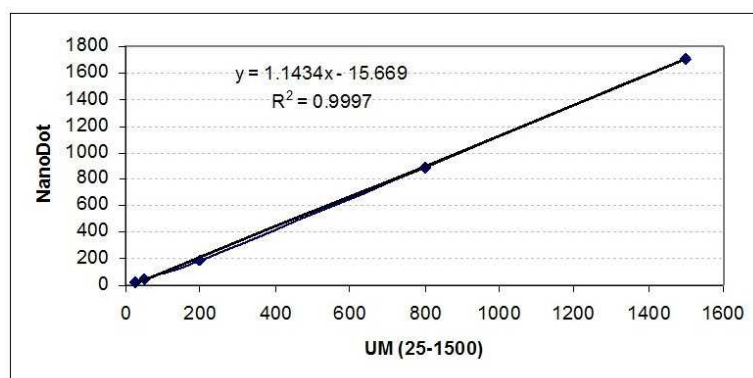


Figura C.4: Evaluación de la respuesta del *nanodot* frente a condiciones de linealidad en el rango de dosis de aplicación (en radioterapia)

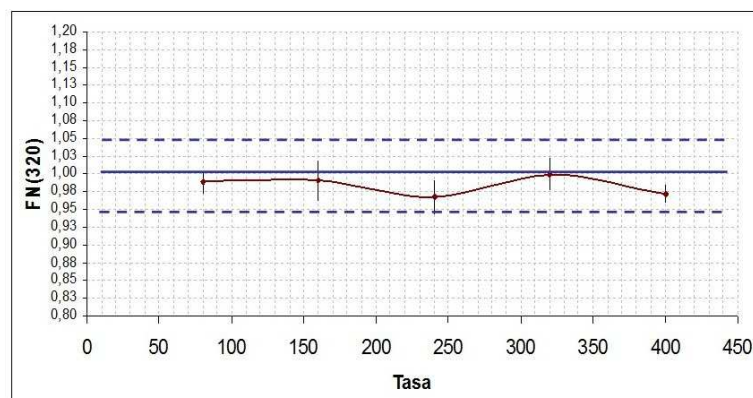


Figura C.5: Respuesta del *nanodot* en función de la tasa de dosis de aplicación (en radioterapia).

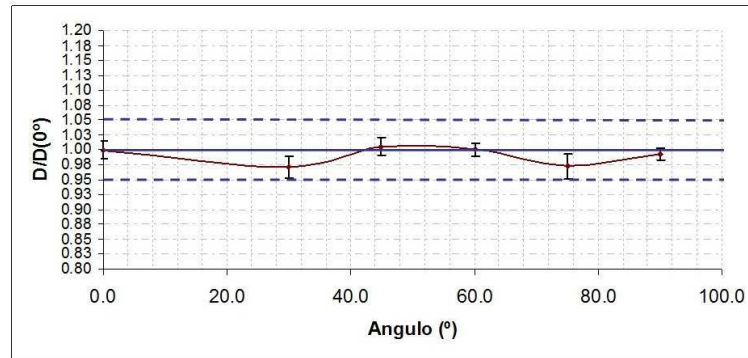


Figura C.6: Respuesta del *nanodot* en función de la dirección del haz de radiación.

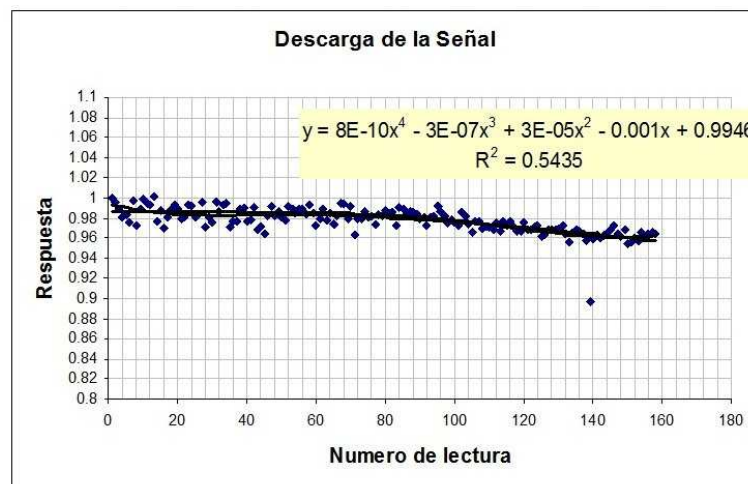


Figura C.7: Respuesta del *nanodot* frente a lecturas sucesiva. Se observa una descarga máxima por lectura de 0.03 % del valor de carga inicialmente obtenida.

Bibliografía

- [1] M. Rivas, N. Jornet, T. Eudaldo, D. Carabante, M. Amor, M. Ginjaume, G. Gómez, F. Sánchez, Midplane dose determination during Total Body Irradiation using in vivo dosimetry. *Radiotherapy Oncology* 49: 51-62, Barcelona, 1998.
- [2] K. Bratengeier, R. Müller, K. Rittmann, Whole Body Radiotherapy, DGMP WG 2, Total Body Irradiation Report *Nº* 18, Association of Medical Physics e. V.: 3-19, Berlín, 2003.
- [3] J. Van, J. M. Galvin, G. P. Glasgow, E. B. Podgorsak, The Physical Aspects of Total and Half Body Photon Irradiation, A Report of Task Group 29, Radiation Therapy Committee American Association of Physicists in Medicine AAPM Report *Nº* 17: 4-6, 10-12, 26-38, New York, 1986.
- [4] ICRU (1980) Radiation quantities and units. Report 33. International Commission on Radiation Units and Measurements, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, MD 20814.
- [5] Colección Seguridad *Nº* 115, Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena, 1997. 2005.
- [6] J. M. Galvin, Total Body Irradiation: Dosimetry and Practical Considerations, Kimmel Cancer Center: Philadelphia, 1993.
- [7] T. E. Wheldon, The radiobiological basis of total body irradiation, *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.* 1204-1207, UK, 1997.
- [8] F. Sendra, M. Martínez, Radiobiología General: Bases físicas de radiología, radioterapia y medicina nuclear: 29, México, 1998.
- [9] E. B. Podgorsak, Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students: 77, 78, 166-196, 264-270, 282, 283, 491, 501, 516, IAEA, Austria, 2005.
- [10] F.H. Attix, Introduction to radiological physics and radiation dosimetry: 26-29, John Wiley and Sons, Inc., Wisconsin, 1986.
- [11] F. M. Khan, The Physics of Radiation Therapy: 131-132, 179-185, Williams and Wilkins, Second Edition, Philadelphia, 1994.

- [12] R. G. Waggenera, M. M. Blough, X-ray spectra estimation using attenuation measurements from 25 kVp to 18 MV: 1273, 1274, Radiation Oncology Division, Radiology Department, University of Texas Health Science Center at San Antonio, Texas, 1999.
- [13] H. E. Johns, J. R. Cunningham, The Physics of Radiology: 217-223, 270-274, Charles C. Thomas Publisher, Cuarta Edición, Springfield Illinois-USA, 1984.
- [14] P. Coll, Fundamentos de dosimetría teórica y protección radiológica: 132-136, 140, Universidad Politécnica de Catalunya, Barcelona, 1990.
- [15] A. Del Castillo, Bases físicas e instrumentación en radioterapia, Hospital Universitario de Valladolid SEFM: 8-12, Valladolid, 2006.
- [16] P. Sánchez, Introducción a la física de la radioterapia, Hospital Central de Asturias, Oviedo 2001.
- [17] J-P. Guillet, Manual de física de radioterapia: La teleterapia, MASSON, S.A., Barcelona, 1994.
- [18] L. Botter-Jensen, S. W. S. McKeever, A. G. Wintle, Optically Stimulated Luminescence Dosimetry: 1-11, 71-79, 101-104, Elsevier Science B. V., Amsterdam, 2003.
- [19] C. Prieto, E. Vano, J. M. Fernández, D. Martínez, J. M. Ordiales. Puesta en marcha de un sistema de dosimetría personal basado en la luminiscencia estimulada ópticamente (OSL): 1-4, Madrid, 2008.
- [20] E.K. Chie, S.W. Park.1, W.S. Kang, I.H. Kim, C.I. Park, Dose Homogeneity of the Total Body Irradiation in vivo and in vitro confirmed with Thermoluminescent Dosimeter, 1994.
- [21] Catalog PTW-Freiburg Representations, Therapy Detectors: 4, 5, 14, 2009.
- [22] X. O. Aramburú, J. J. Bisbal, Radiaciones Ionizantes: Utilización y Riesgos: 396-410, Ediciones de la Universidad Politécnica de Catalunya UPC, 1996.
- [23] Colección de Informes Técnicos *Nº* 398, Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada e patrones de dosis absorbida en agua, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena, 2005, 55-64.
- [24] P. Andreo, J. R. Cunningham, K. Hohlfield y H. Svensson, Colección de Informes Técnicos *Nº* 277, Determinación de la dosis absorbida en haces de fotones y electrones: Código de Práctica Internacional, Organismo Internacional de Energía Atómica, OIEA, Viena, 1985.
- [25] M. A. Duch, M. Ginjaume, H. Chakkor, X. Ortega, N. Jornet y M. Ribas, Thermoluminescence dosimetry applied to "*in vivo*" dose measurements for total body irradiation technique. Radiotherapy Oncology 47: 31-34, 1998.

- [26] L. Tourinho, Aplicación de detectores semiconductores en dosimetría ” *in vivo* ” durante tratamiento de irradiación de cuerpo entero:7-9,19-26, Rio de Janeiro, 2004.
- [27] L. F. Nascimento, Dosimetría usando Luminiscencia Ópticamente Estimulada: Aplicaciones, propiedades físicas y caracterización de materiales dosimétricos (Tesis), San Carlos, 2007
- [28] C.E. Granados, P.Andreo, A. Brosed, M.C. Lizuain, C.Sáez, J.Gultresa, Incertidumbres y tolerancias de la dosimetría en radioterapia, Hospital Central de Asturias SEFM: Oviedo, 1997.

Glosario

1. **Bolus:** Es un material equivalente al tejido humano, situado directamente sobre la superficie del paciente para generar una superficie plana, o de incidencia normal, cuando deseamos que la parte más superficial del cuerpo reciba una dosis alta, lo que significa que la dosis máxima depositada no está en la superficie inmediata del cuerpo, sino algunos milímetros dentro del cuerpo del paciente. Si queremos tratar una región totalmente superficial, al colocar el bolus, la superficie de la piel pasa a estar a una determinada profundidad (debajo del bolus) permitiendo que esta reciba la dosis necesaria.
2. **Cerrobend:** Se trata de una aleación de metales tales como el estaño (13,3 %), el bismuto (50,0 %), el plomo (26,7 %) y el cadmio (10,0 %); con este material se elaboran los bloques o moldes utilizados para conformar los campos de irradiación.
3. **Colimador:** Este dispositivo es parte del cabezal del acelerador, el cual define el tamaño inicial del haz poco después de salir de su origen. Los aceleradores y las bombas de cobalto tienen unos colimadores internos (o primarios) que consisten en dos pares de bloques que se mueven abriendo o cerrando el campo y dándole una forma rectangular. Los colimadores secundarios se pueden mover a voluntad para conformar el campo requerido.
4. **Corte Sagital:** Es el corte que se realiza a través de la línea longitudinal media que pasa por la mitad de la nariz y divide al cuerpo en dos partes iguales, izquierda y derecha.
5. **Fantomas homogéneos:** Un fantoma homogéneo puede estar conformado por una cuba de agua o láminas de acrílico, ya que la densidad de estos dos materiales es similar a la del cuerpo humano, el volumen obtenido es utilizado en casos dosimétricos, técnicas de control de calidad o planificación del tratamiento, a manera de simular alguna región homogénea del cuerpo humano.
6. **Fantomas antropomórficos:** Un fantoma antropomórfico representa de mejor manera la forma anatómica y la densidad del cuerpo humano en su conjunto. Se incluyen dentro de él algunos órganos específicos, divididos por regiones sobre las cuales se pueden insertar diferentes tipos de detectores en determinadas posiciones.
7. **Filtro aplanador:** El haz de fotones de rayos X producidos luego de que los electrones impactaron contra un blanco cuyo material presenta un número atómico alto debe ser uniformizado y transformado en haz útil, es para esto que se utiliza el filtro aplanador.
8. **Fraccionamiento:** Es el reparto de la dosis en el tiempo. El fraccionamiento convencional para tratamientos complementarios o radicales (con intención curativa) es de 1,8 o 2 Gy/fracción, una fracción al día, cinco días por semana. En Estados Unidos se utilizan generalmente 1,8 Gy/ día. En Europa es más frecuente usar 2,0 Gy/día.

9. **Lámina de apantallamiento:** Es un material hecho de acrílico cuya densidad es equivalente al tejido humano. Cumple una función similar que el material bolus ya que se sitúa delante del paciente en casos de ICT; permitiendo que la piel reciba una dosis uniforme.
10. **Metástasis:** Las metástasis son una de las causas más frecuentes de la muerte por cáncer y de la imposibilidad de tratar exitosamente a éste. Son muchos los cánceres que dan origen a metástasis: cáncer de próstata, cáncer de hueso, de pulmón, de hígado, etc. Éste término presenta diferentes manifestaciones que en conjunto originan un problema médico grave. Durante este proceso las células pierden su localización específica dirigiéndose a los tejidos y órganos próximos, desarrollando la capacidad de invadir otros tejidos, adquiriendo la posibilidad de crecer en localizaciones o ambientes diferentes a aquel sitio donde se originaron.
11. **Neoplasia:** Es el crecimiento excesivo e incontrolado de nuevo tejido, en comparación al tejido normal. Las células son cambiadas completamente hacia un nuevo tipo de crecimiento y persiste de la misma forma luego del cese del estímulo que la provocó. Se dividen en dos categorías: Neoplasias benignas o malignas.
12. **Órganos críticos:** Son órganos que plantean problemas a la hora de diseñar (planificar) un tratamiento por encontrarse cerca del volumen destino y en los que hay que conocer con precisión la dosis que van a recibir. Por ejemplo, al diseñar tratamientos de radioterapia para la parte superior del abdomen, es obligado conocer la dosis que recibirán los riñones, el estómago y la médula espinal, porque puede ser necesario modificar los campos de irradiación o incluso llegar a un compromiso y reducir la dosis que nos gustaría administrar al tumor con el fin de evitar una toxicidad excesiva en uno de estos órganos.
13. **Radiosensibilidad:** Es la magnitud de respuesta de las estructuras biológicas, provocada por las radiaciones ionizantes. Un elemento biológico es más sensible cuanto mayor es su respuesta a una dosis determinada de radiación. El elemento biológico es más radiosensible cuando necesita menos dosis de radiación para alcanzar un efecto determinado. El concepto opuesto a radiosensibilidad, es radioresistencia. No existe célula ni tejido normal o patológico radioresistente de forma absoluta; pues si se aumenta ilimitadamente la dosis, siempre se puede alcanzar su destrucción. Administrando dosis mínimas en órganos o tejidos, se observarían diferentes grados de alteraciones morfológicas o funcionales, según las líneas celulares de que se trate.
14. **Radioterapia Estándar:** El tratamiento radioterapéutico estándar, consiste en suministrar altas dosis de radiación en los tejidos afectados, minimizando las dosis absorbidas por los órganos circundantes; Por medio de la simulación, localización y planificación computada.
15. **Rayos X característicos:** Resultan de interacciones coulombianas entre los electrones incidentes y los electrones orbitales del material utilizado como blanco (pérdidas de energía por colisión). Cuando un electrón orbital es expulsado, otro procedente de una

capa de mayor energía tiende a ocupar la vacante. La diferencia de energía entre ambas capas es emitida como rayos X característicos (energía discreta, depende del material).

16. **Rayos X Bremsstrahlung:** Resultan de interacciones coulombianas entre el electrón incidente y el núcleo del material utilizado como blanco. Los electrones incidentes desaceleran y pierden parte de su energía cinética en forma de rayos x Bremsstrahlung (pérdida por radiación). Se pueden generar fotones con energías entre 0 y la propia energía cinética del electrón, resultando un espectro continuo de rayos X (que depende de la energía cinética del electrón incidente, del espesor y número atómico del material utilizado como blanco).
17. **Tomografía computarizada:** Es el procesamiento de imágenes por secciones. Una tomografía de rayos X médica convencional, se obtiene desplazando la fuente de rayos X alrededor del cuerpo del paciente. Las imágenes tomadas simulan cortes en forma de tajada para poder visualizar de mejor manera los tejidos y órganos afectados.